

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

фкультет інформатики та обчислювальної техніки
(повна назва інституту/факультету)

кафедра автоматики і управління в технічних системах
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»

УДК 004.732

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

проф. О.І. Ролік

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” 2019 р.

Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності *Інформаційні системи та технології (126)*
(код і назва спеціальності)

на тему: *Натільні комп'ютерні мережі*

Виконав: студент 2 курсу, групи ІА-41м
(шифр групи)

Черватюк Артем Віталійович

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник *доц., к.т.н. Полторак Вадим Петрович*

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант

(назва розділу)

(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент *доц., к.т.н. Олещенко Любов Михайлівна*

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає
запозичень з праць інших авторів без відповідних
посилань.

Студент

(підпис)

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»**

Факультет (інститут) інформатики та обчислювальної техніки
(повна назва)

Кафедра автоматики і управління в технічних системах
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)
(код і назва)

Спеціальність 126 - Інформаційні системи та технології
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

проф. О.І. Ролік
(підпис) (ініціали, прізвище)

«__» _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Черватюку Артему Віталійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Натільні комп'ютерні мережі

науковий керівник дисертації Полтораки Вадим Петрович, доц., к.т.н.,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «__» _____ 20__ р. №__

2. Строк подання студентом дисертації _____

3. Об'єкт дослідження: ефективність організації та функціонування
натільних комп'ютерних мереж

4. Предмет дослідження: інфраструктура натільної комп'ютерної мережі та її
суб'єктів – електронних датчиків медичного та профілактичного
призначення

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: 1) Дослідження і порівняння
основних характеристик бездротових комп'ютерних мереж;

2) Дослідження мережевого покриття і щільності в двовимірних (2D) і
тривимірних (3D) натільних комп'ютерних мережах;

3) Дослідження ефективності комунікації електричних сигналів по тілу людини в
натільних комп'ютерних мережах.

6. Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу: _____

Архітектура натільних комп'ютерних мереж. Мережеве покриття і

щільність в двовимірних (2D) і тривимірних (3D) натільних комп'ютерних мережах. Дослідження ефективності комунікації по тілу людини. _____

7. Орієнтовний перелік публікацій 1) Натільні комп'ютерні мережі . "XIV науково-практична конференція "Перспективні напрямки сучасної електроніки" Збірник статей. – К., – 2019. – с. 165-170 .

2) Покриття і щільність в тривимірних натільних сенсорних мережах.

"Сучасні світові тенденції розвитку науки та інформаційних технологій» Збірник статей. – Одеса, 24-25 травня 2019 р.. (планується)

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
1 - 7	<i>Полторак Вадим Петрович, доц.,</i>		

9. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітки
1	Аналіз досліджень натільних комп'ютерних мереж і публікацій в цій галузі	03.04.2019	
2	Архітектура натільних комп'ютерних мереж	05.04.2019	
3	Мережеве покриття і щільність тривимірної натільної комп'ютерної мережі	08.04.2019	
4	Забезпечення комунікації сигналів по тілу	10.04.2019	
5	Методи моделювання тканин тіла	20.04.2019	
6	Параметри обладнання для комунікації сигналів по тілу людини	20.04.2019	
7	Дослідження комунікації по тілу людини	01.05.2019	
8	Стартап "Розробка натільної комп'ютерної мережі"	05.05.2019	
9	Написання звіту	15.05.2019	
10	Розробка ілюстрованих матеріалів	15.05.2019	
11	Підпис звіту з дисертації у керівника	20.05.2019	
12	Захист дисертації	22.05.2019	

Студент _____

(підпис)

А.В. Черватюк

(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації _____

(підпис)

В.П. Полторак

(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота другого (магістерського) рівня вищої освіти на тему "Натільні комп'ютерні мережі". Пояснювальна записка включає: 97 с., 27 рис., 11 табл., 3 додатки, 91 літературних джерел.

Об'єктом дослідження в роботі є ефективність організації та функціонування натільних комп'ютерних мереж.

Предметом дослідження – інфраструктура натільної комп'ютерні мережі та її суб'єктів – електронних датчиків медичного та профілактичного призначення.

Мета роботи:

- дослідження і порівняння основних характеристик бездротових комп'ютерних мереж;
- дослідження мережевого покриття і щільності в двовимірних (2D) і тривимірних (3D) натільних комп'ютерних мережах;
- дослідження ефективності комунікації електричних сигналів по тілу людини в натільних комп'ютерних мережах.

У роботі проаналізовано поточні дослідження в галузі натільних комп'ютерних мереж (НКМ), запропоновано архітектуру НКМ, виокремлено три чинники, які відрізняють НКМ від інших видів бездротових мереж, перелічено їх головні переваги. Описано різні типи топологій, які використовуються в бездротових мережах для різних цілей і відповідно до різних потреб. Здійснено порівняння методів підключення датчиків.

Досліджено адаптивний алгоритм кластеризації для НКМ з натільними сенсорними вузлами. Запропонована методика розміщення сенсорних вузлів для двовимірних (2D) і тривимірних (3D) НКМ, яка забезпечує неменше 90% покриття простору в залежності від співвідношення щільності розміщення і радіусу дії сенсорного вузла R_s .

В роботі проаналізовано основні засади комунікації електричних сигналів по тілу людини (КПТ), сучасні математичні моделі КПТ по тканинам організму людини, конструкції приймачів для КПТ. Проведено дослідження залежності згасання сигналу при проходженні по тілу через суглоб руки дослідників. Встановлена залежність згасання сигналу від частот вхідного сигналу, кута згинання суглоба руки і відстані між електродами і від положення руки відносно тіла.

Ключові слова: натільна комп'ютерна мережа, бездротова комунікація, топологія мережі, кластеризація мережі, комунікація по тілу.

ABSTRACT

The paper analyzes the current research in the field of body area networks (BAN), proposed an BAN architecture, identifies three factors that distinguish BAN from other types of wireless networks, list their main advantages. Different types of topologies that are used in wireless networks for different purposes and according to different needs are described. Comparison of methods of connection of sensors is carried out.

An adaptive clustering algorithm for BAN with native sensory nodes is investigated. The method of placing sensor nodes for two-dimensional (2D) and three-dimensional (3D) BAN, which provides not less than 90% coverage of space, depending on the ratio of the density of the placement and the radius of the sensory node RS.

The paper analyzes the basic principles of communication of electrical signals on the human body (IBC), modern mathematical models of IBC on human body tissues, and the design of receivers for IBC. The study of the dependence of signal fading on passing through the body through the joints of the researchers' hands was conducted. The dependence of the signal fading on the incoming signal frequencies, the bending angle of the joint and the distance between the electrodes and the position of the hand relative to the body is established.

Keywords: body area network, wireless transmission, networks topology, clustering topology, intrabody communication.

ЗМІСТ

ЗМІСТ	7
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ	9
ВСТУП.....	11
1 АНАЛІЗ ДОСЛІДЖЕНЬ І ПУБЛІКАЦІЙ.....	14
1.1 Дослідження в області НКМ.....	14
1.2 Висновки до розділу	17
2 АРХИТЕКТУРА НАТІЛЬНИХ КОМП'ЮТЕРНИХ МЕРЕЖ	18
2.1 Архітектура натільної комп'ютерної мережі.....	18
2.2 Відмінність НКМ від інших видів бездротових мереж	20
2.3 Галузі застосування НКМ	22
2.4 Висновки до розділу	26
3 МЕРЕЖЕВЕ ПОКРИТТЯ І ЩІЛЬНІСТЬ ТРИВИМІРНОЇ НКМ.....	28
3.1 Сенсорні системи НКМ.....	28
3.2 Кластеризація НКМ	30
3.1.1 Двовимірна НКМ	30
3.1.2 Тривимірна НКМ	32
3.3 Висновки	34
4. ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМУНІКАЦІЇ СИГНАЛІВ ПО ТІЛУ.....	36
4.1 Бездротова комунікація в натільних комп'ютерних мережах.....	36
4.2 Протоколи IEEE 802.15.6 WBAN для НКМ.....	38
4.2.1. Радіочастотні та не радіочастотні мережі	38
4.2.2 Безпека використання НКМ.....	39
4.2.3 Енергоспоживання	40
4.2.4 Повторне використання частотних діапазонів	40
4.3 Специфікації і методи КПТ.....	41
4.4 Електричні властивості тканин тіла людини	44
4.5 Висновки до розділу	46
5 МЕТОДИ МОДЕЛЮВАННЯ ТКАНИН ТІЛА	47
5.1 Параметрична модель тканин людини.....	47
5.2 Еквівалентна схема каналу тіла людини	51
5.3 Модель за методом кінцевих елементів.....	53
5.4 Схемо-зв'язаний МКЕ	54
5.5 Кінцево-різницева модель в часовій області.....	55
5.6 Теоретична електромагнітна модель	55
5.7 Висновки до розділу	56
6 ПАРАМЕТРИ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ КПТ	57
6.1 Структурна схема КПТ	57
6.2 Вимоги до блоків системи КПТ.....	58
6.3 Методи кодування сигналів при КПТ.....	59
6.4 Висновки по розділу	63
7 ДОСЛІДЖЕННЯ КОМУНІКАЦІЇ ПО ТІЛУ	64

7.1 Методика вимірювання	65
7.2. Налаштування обладнання для вимірювання	66
7.3 Умови експерименту.....	67
7.4 Результати	69
7.4.1 Вплив спільного сегменту.....	69
7.4.2 Вплив кута суглоба	71
7.5 Технічні вимоги до конструкції приймача КПТ	73
7. 5 Висновки до розділу	75
8 СТАРТАП "РОЗРОБКА НАТІЛЬНОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ МЕРЕЖІ"	76
8.1 Актуальність розробки	76
8.2 Визначення трудомісткості розробки	77
8.3 Розрахунок собівартості розробки	78
8.4 Висновки до розділу	82
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	87
ДОДАТКИ. Публікації.....	97

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

БСВ – бездротовий сенсорний вузол;
БФМ – бінарна фазова модуляція;
БФЧМ – безперервна фазово-частотна модуляція;
ВСШ – відношення сигнал/шум;
ЕЕГ – електроенцефалограми;
КПТ – комунікація по тілу;
ІМ – імпульсна модуляція;
КБП – коефіцієнт бітових помилок;
КРЧО – кінцева-різницева часова область;
КМОН – комплементарний метал-окисел-напівпровідник;
КФМ – квадратурна фазова модуляція;
МАТ – монітор артеріального тиску;
МКЕ – метод кінцевих елементів;
МСІ – медична служба імплантації;
НКМ – натільна комп'ютерна мережа;
РЧ – радіочастота;
СМО – системи масового обслуговування;
ПМ – персональна мережа;
ППС – прямого поширення спектру;
ПФЕ – постійний фазовий елемент;
ЧМ – частотна модуляція;
ФМ – фазова модуляція;
ЦКС – цифровий керований синтезатор;
ШСС – широкосмуговий сигнал;
BSU – Body Sensor Unit – натільний сенсорний вузол;
BCU – Body Central Unit – натільний центральний вузол;
IBC – Intrabody Communication – комунікація по тілу;

HBC – Human Body Communications – комунікація по тілу людини;

LoRa – Long Range – широкий діапазон;

LPWAN – Low Power Wide Area Networks – малопотужні глобальні мережі ;

NB-PHY – NarrowBand – вузько смуговий;

PHY – physical – фізичний (рівень);

WAN – Wide Area Networks – глобальні мережі;

ZigBee – бездротовий стандарт передачі даних;

UWB-PHY – Ultra-WideBand – над широкосмуговий;

ВСТУП

Ускладнення функцій аксесуарів, таких як годинник і окуляри, натільні медичні датчики стану людини привів до необхідності створення індивідуальних бездротових мереж – натільних комп'ютерних мереж (НКМ). Термін "body area network" – "мережі тіла" був введений у 2013 році робочою групою IEEE 802.15 для визначення технології бездротової мережі, що використовуються для контролю та керування аксесуарами людини [1].

Основна мета НКМ полягає в тому, щоб передавати дані, що генеруються аксесуарами, зовні в бездротову локальну мережу і/або Інтернет. Деякі аксесуари мають також обмінюватися даними безпосередньо один з одним.

IEEE 802.15 визначає мережу зони тіла як стандарт для зв'язку в тілі людини або поруч з нею, який може використовуватися для різних додатків, таких як медичне тестування (також у побуті і спорті), приватні розваги, оптимізовані для пристроїв за рівнем енергоспоживанням і експлуатації [1].

У більш загальних термінах, НКМ – це система електронних пристроїв в тісному контакті з тілом людини. В основному, це бездротові мережі з портативних пристроїв малих розмірів винятково з автономним живленням. Технологічні досягнення в даний час дозволяють виготовляти їх за низькою ціною з високою ефективністю. Основні сфери застосування: медицина, спорт, військові технології, забезпечення безпеки, індустрія розваг [2].

Технологія НКМ передбачає кріплення мініатюрних датчиків на тілі, або імплантацію датчиків в тіло. Це дозволяє постійно контролювати фізіологічні параметри людини, стану її здоров'я і запобігання виникненню критичного стану. Наприклад, діабетики тепер мають доступ до автоматичного інсулінового ін'єктора, який контролює рівні глюкози та вводять інсулін, коли рівні глюкози високі. Подібні технології на сьогодні призводять до пристроїв, які можуть мінімізувати випадки серцевих нападів або інсульту. Вони можуть запобігти частому відвідуванню лікарень заощаджувати витрати як на окремого пацієнта, так і на медичне обслуговування в системі.

Бездротове підключення датчиків в технології НКМ є ключовим до його успіху, оскільки надає користувачеві портативність і гнучкість. У той час як радіочастотна (РЧ) бездротова технологія успішно розгортається, але такі реалізації НКМ споживають багато енергії від батарей, сприйнятливі до електромагнітних перешкод і питань безпеки. Комунікація по тілу (КПТ) людини є альтернативою технологія бездротового РЧ зв'язку, яка використовує тіло людини як середовище поширення сигналу. КПТ має характеристики, які можуть вирішити проблеми з РЧ для технології НКМ.

У роботі розглядаються поточні дослідження НКМ та висвітлюються основні засади КПТ, сучасні математичні моделі організму людини, конструкції приймача КПТ, і решта проблем дослідження, які необхідно вирішити. КПТ має великі перспективи для того, щоб зробити технології НКМ більш практичними і глобальними в майбутньому.

Об'єкт дослідження: ефективність функціонування та експлуатації натільних комп'ютерних мереж.

Предмет дослідження: інфраструктура натільної комп'ютерної мережі та її суб'єктів – електронних датчиків медичного та профілактичного призначення.

Наукова новизна дослідження визначається системним розглядом задач організації та функціонування натільних комп'ютерних мереж, а також позитивними результатами дослідження комунікації електричних сигналів по тілу людини, що дає можливість гарантувати захищеність натільних комп'ютерних мереж від електромагнітного оточення, автоматизувати процеси моніторингу даних з натільних датчиків і оптимізувати управління на основі алгоритмів контролю стану здоров'я людини і усунення проблем в режимі реального часу.

Практичне значення одержаних результатів:

Натільна комп'ютерна мережа розроблена під потреби медичного та профілактичного моніторингу з універсальними вимогами і її функціонал значно розширюється шляхом застосування технології комунікації електричних сигналів по тілу людини.

Наявністю резервних головних вузлів мережевого кластера, виявлення і відновлення відмов в НКМ дозволяє збільшити число пакетів, успішно отриманих як в головних вузлах мережевих кластерів, так і на базовій станції. Запропонована методика розміщення комп'ютерних вузлів для двовимірних (2D) і тривимірних (3D) НКМ забезпечує неменше 90% покриття мережевого простору в залежності від співвідношення щільності розміщення і радіусу дії сенсорного вузла R_S .

У роботі створена база для розвитку – створення глобальної мережі користувачів натільних комп'ютерних мереж, що відкриває широкі перспективи використання розробки, як в цивільному, так і у військовому секторі.

Апробація результатів роботи: 1) XIV науково-практична конференція "Перспективні напрямки сучасної електроніки", 19-20 квітня 2019. КПІ ім. Ігоря Сікорського.

Публікації: 1) Натільні сенсорні мережі. "XII науково-практична конференція "Перспективні напрямки сучасної електроніки". Збірник статей. – К., – 2019. – с. 165-168.

2) Покриття і щільність в тривимірних натільних сенсорних мережах. "Вісник НТУУ "КПІ". Серія Приладобудування". – 2019, Вип. 58.

1 АНАЛІЗ ДОСЛІДЖЕНЬ І ПУБЛІКАЦІЙ

1.1 Дослідження в області НКМ

Масштабність сучасних наукових досліджень натільних комп'ютерних мереж (НКМ) є суттєвою. Питання впровадження системи електронних пристроїв в тісному контакті з тілом людини, на сторінках своїх праць, розглядало чимало як зарубіжних так і вітчизняних вчених.

Бенуа Латр, Барт Брем, Інґрід Моерман, Кріс Блонд [3] дослідили існуючі бездротові НКМ. Системи такого роду можуть бути успішно застосовані у найрізноманітніших сферах життя людини.

На сторінках [4] пропонується розробка методу кластеризації в бездротових НКМ із застосуванням нечіткої логіки.

Р.О. Меркур'єв [5] провів оцінку безпеки НКМ. У даній роботі представлено досягнення електроніки, які дають можливість створювати бездротові тактильні мережі в/на/або навколо тіла людини. У даній статті розглянуто, чим є бездротова НКМ і які сфери її застосування як в медичній, так і в немедичній областях. Зроблено оцінку безпеки та вимоги щодо захисту бездротової НКМ. Розглянуто ключові вимоги до НКМ (конфіденційність, цілісність, доступність) і позначено, що перераховані вимоги разом гарантують надійне збереження даних, їх передачу і безперешкодний доступ до них уповноваженими особами.

Із зарубіжних вчених варто відмітити роботи R. Xu, N. W. Chiu, H. Zhu, S. Hengying, і J. Yuan. [6], J. Bae, K. Song, H. Lee, H. Cho, і H.-J. Yoo, [7] та M. A. Callejon, D. Naranjo-Hernandez, J. Reina-Tosina, і L. M. Roa [8].

Однак, незважаючи на масштабність наукових розробок тема дослідження залишається відкритою та потребує подальшого вивчення.

На сьогодні не розроблено протоколу передачі даних для НКМ, з урахуванням спеціалізації використання: медицина, дієтика, спорт, військова справа, безпека, тощо [9]. Приєднання НКМ до технології LoRa (Long Range)

компанії Semtech за протоколом LoRaWAN [10] має сенс, але потребує розробки специфікацій саме для НКМ. Стандарти IEEE 802.15.4 і ZigBee описують бездротові мережі, прості в розгортанні, головними ознаками яких є стійкість, масштабованість, багатокроковість. При чому, застосування можуть бути самі різні.

Особиста конфіденційність людей вимагає особливої уваги, коли задіяні НКМ, особливо в задачах охорони здоров'я. Спілкування через Інтернет якимось можна захистити за допомогою шифрування (наприклад - VPN, SSL, PGP, тощо). Але нема мережевих протоколів, які дозволяють перешкодити використовувати передачі з НКМ як спосіб відстеження фізичного розташування людей.

У роботах [11, 12, 13, 14] проводилися дослідження з передачі зображень і голосу в Personal Area Network для протоколу ZigBee. Зображення передавались у форматах JPEG і JPEG 2000 з використанням фрагмента мережі «точка – точка» для технології LoRa [15]. Технологія LoRa об'єднує в собі метод модуляції LoRa в бездротових мережах LPWAN і відкритий протокол LoRaWAN. Технологія LoRa при прямій видимості працює на великі відстані і збирає дані в глобальну мережу з малою затримкою [16]. Основне призначення технології LoRa – передача невеликої телеметричної інформації з датчиків, яка може бути використана також при налаштуванні систем контролю [17]. Технологія LoRa працює в неліцензованих частотних діапазонах: 868 МГц в Європі, 915 МГц в США і 433 МГц в Азії [18].

Існують також військові застосування для створення мереж на місцях, включаючи моніторинг топографії місця розташування польового персоналу. Життєво важливі ознаки солдатів можуть також відслідковуватися аналогічно медичним пацієнтам в рамках моніторингу їх фізичного стану.

Google Glass висунув концепцію пристроїв для опосередкованої і доповненої реальності. У числі своїх функцій Google Glass забезпечує голосове управління фото та відео, а також пошук в Інтернеті. Хоча продукт Google не

отримав масового поширення, він проклав шлях для майбутніх поколінь цих пристроїв [19].

У травні 2012 року Федеральна комісія із зв'язку США виділила регульований бездротовий спектр 2360-2400 МГц для організації мереж в області медичних установ. Наявність цих виділених частот дозволяє уникнути конфліктів з іншими видами бездротових сигналів, що підвищує надійність медичної мережі.

Асоціація стандартів IEEE встановила стандарт 802.15.6 в якості своєї технології стандартизації для бездротових мереж. Стандарт 802.15.6 визначає різні деталі того, як повинні працювати енергетично низькорівневі апаратні засоби і ПЗ пристроїв, що дозволяє виробникам мережевого обладнання створювати пристрої, здатні взаємодіяти один з одним [1].

У 2016 році компанія Panasonic запропонувала свою розробку – гнучкий літій-іонний акумулятор товщиною близько 0,55 мм і призначений для натільної електроніки, розумного одягу, тощо [20].

BODYNETS, щорічна міжнародна конференція по мережах тіла, збирає дослідників для обміну технічною інформацією в таких областях, як тенденції в обчисленнях, медичні програми, проектування мереж та використання хмари.

Існують різні типи топологій мереж, які використовуються в системі зв'язку для різних цілей і відповідно до різних потреб. Топології, які широко використовуються: Star, Mesh і Cluster, Ring, Bus topology. На основі середнього джиттера, пропускної здатності, наскрізної затримки, відправлених та отриманих бітів трафіку визначається оптимальна топологія для мережі. З різними топологіями використовують різні протоколи маршрутизації. Існує безліч протоколів маршрутизації, насамперед варто виділити такі як AODV [21], DYMO, Bellman ford [22] та LANMAR [23]. У бездротового зв'язку немає фіксованого або виділеного маршруту між двома вузлами для зв'язку [24].

В рамках IEEE 802.15, робоча група TG6 розробила стандарт зв'язку орієнтований на комунікація між енергозберігаючими пристроями, які

працюють поруч або всередині тіла людини [1]. Стандарт підтримує три фізичних рівня (PHY - physical) :

- вузькосмуговий NB-PHY (NarrowBand) – робота в діапазоні 2400 МГц;
- надширокосмуговий UWB-PHY (Ultra-WideBand), спектр в межах 3100 – 10 600 МГц;
- комунікація по тілу людини HBC-PHY (Human Body Communications), використовує смугу пропускання 5,25 МГц з центром на частоті 21 МГц.

У недалекому майбутньому НКМ, об'єднані у глобальну мережу, гарантовано стануть найбільшою мережею людства. Головним чинником такої тенденції є стрімкий розвиток електронних приладів, що забезпечує зниження цін на датчики та комунікаційне обладнання. Ці прилади вже сьогодні доступні масовому використанню і потребують розробки стандартів для захисту споживачів та суспільства при створенні Розумного міста [25].

1.2 Висновки до розділу

У розділі проаналізовано стан сучасних НКМ мереж, їх правове, організаційне, технічне та матеріальне забезпечення.

Показано, що натільні комп'ютерні мережі є потужним напрямком розвитку сучасних електронних приладів і мережевих технологій.

У недалекому майбутньому НКМ, об'єднані у глобальну мережу, гарантовано стануть найбільшою мережею людства.

2 АРХІТЕКТУРА НАТІЛЬНИХ КОМП'ЮТЕРНИХ МЕРЕЖ

2.1 Архітектура натільної комп'ютерної мережі

Бездротова НКМ здатна встановити бездротовий зв'язок, що складається з невеликих інтелектуальних пристроїв, імплантованих або прикріплених до тіла. Ці пристрої можуть забезпечувати безперервний моніторинг стану здоров'я і забезпечують зворотний зв'язок з медичним персоналом або користувачем в режимі реального часу. Вимірювання можуть бути записані і використані протягом тривалого періоду часу.

Архітектура НКМ, яка пропонується для використання, показана на рис.2.1. Вона складається з наступних елементів:

- датчики: використовуються для безперервного збору даних з різних частин тіла або одягу і передачі цих даних на головний датчик.
- головний датчик: головні датчики збирають дані від інших датчиків і об'єднують їх. Потім вся інформація передається координатору.
- координатор: координатор аналізує дані і пропонує відповідні дії, якщо це встановлено алгоритмом, в протилежному випадку виводить дані на ноутбук користувача.
- ноутбук або смартфон: пристрої, які отримують, обробляють за програмою та накопичують дані по мережі.

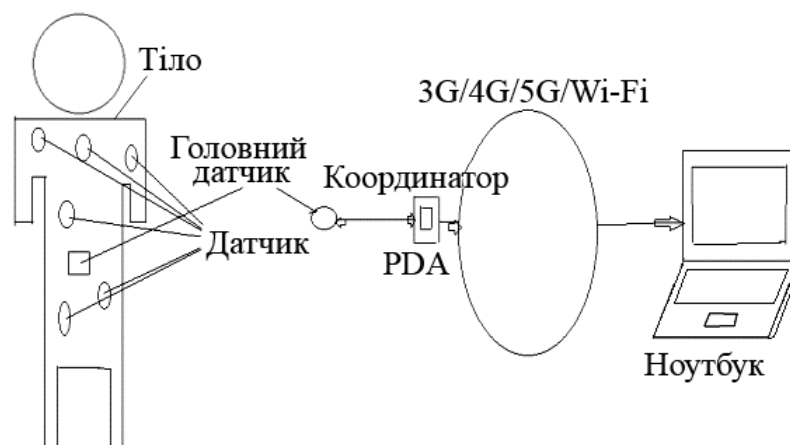


Рисунок 2.1 – Архітектура натільної комп'ютерної мережі [26]

Ядро мережі, як показано на рис.2.2, складається з декількох мініатюрних електронних датчиків натільної мережі (BSU - Body Sensor Units) і одного блоку управління (BCU - Body Central Unit) [27].

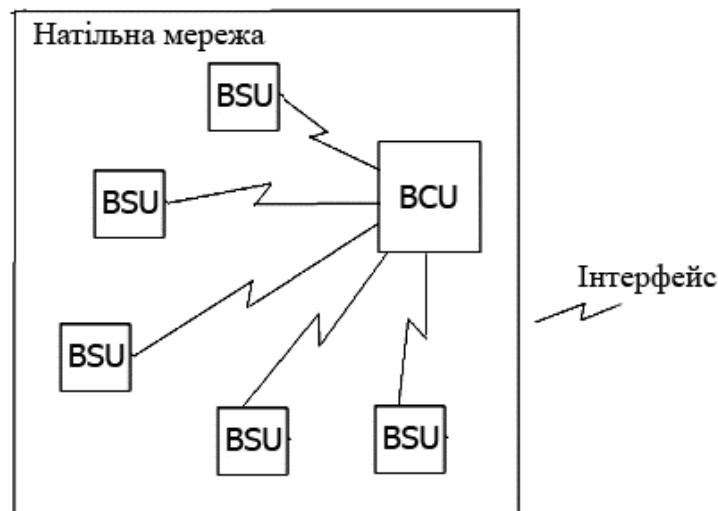


Рисунок 2.2 – Ядро системи

НКМ особливо цікаві в медичній галузі. Ці системи включають в себе електронні датчики, які контролюють пацієнтів для різних медичних умов. Наприклад, датчики, які прикріплені до пацієнта, можуть контролювати, чи не впав він раптом на землю, і повідомляти про цю подію станцію моніторингу. Мережа також може відстежувати частоту серцевих скорочень, кров'яний тиск і інші життєво важливі показники пацієнта. Відстеження фізичного місцезнаходження лікарів в лікарні також допомагає реагувати на надзвичайні ситуації.

В побудові НКМ можуть використовуватися два типи пристроїв: датчики і виконавчі механізми. Внутрішні або зовнішні датчики імплантуються на тілі для вимірювання важливих параметрів людського тіла. Це може бути також температура тіла, параметри серцебиття або запис ЕКГ. Виконавчі механізми можуть робити деякі необхідні дії відповідно до даних, отриманих від датчиків.

Наприклад, виконавчий механізм з вбудованим резервуаром, вводить пацієнту з діабетом необхідну для прийому дозу інсуліну, ґрунтуючись на вимірах датчиками рівня глюкози.

2.2 Відмінність НКМ від інших видів бездротових мереж

Сформулюємо чинники, які відрізняють НКМ від інших видів бездротових мереж:

- пристрої з малим споживанням електроенергії, тобто невеликими батареями, бо для роботи в НКМ потрібно значно нижчий рівень потужності, ніж в інших мережах. Wi-Fi і навіть Bluetooth не доцільно використовувати в таких мережах: бо зазвичай вони споживають в десять разів більше енергії, ніж потрібно для інших пристроїв;
- для натільних пристроїв, особливо тих, які використовуються в медичних цілях, необхідний надійний зв'язок. Перебої в громадських точках бездротового доступу, домашніх мережах і в мережах загального користування можуть бути небезпечними для життя;
- перешкоди в бездротовому сигналі між пристроями та іншими видами бездротових мереж також створюють особливі проблеми. Пристрої можуть бути розташовані в безпосередній близькості від інших пристроїв і, будучи природно мобільними, переносяться в різноманітні електромагнітні умови, де вони повинні співіснувати з усіма видами іншого бездротового трафіку;
- натільні пристрої експлуатуються в різних атмосферних умовах та середовищах: можуть попадати під дію прямих сонячних променів, льоду і, як правило, більш екстремальних температур, ніж в традиційних мережах;
- дані від натільних датчиків повинні бути захищені від сторонніх осіб, як в реальному часі, так і під час зберігання у базах даних;

– сама НКМ повинна бути захищена від використання сторонніми особами та програмами: ідентифікація, трафік і місцезнаходження повинні бути надійно захищені.

З наведеного витікають особливості НКМ, які створюють систему вимог до неї, такі як:

- низька споживана потужність;
- надійність;
- електромагнітна сумісність;
- висока якість датчиків;
- безпека даних (через шифрування);
- малий час передачі даних;
- різні швидкості передачі даних;
- портативність.

Наведемо порівняння параметрів мереж з різними лініями зв'язку датчиків, що використовуються тепер (табл.2.1.).

Таблиця 2.1 – Порівняння параметрів мереж з різними лініями зв'язку датчиків

Параметр / тип мережі	Дротова мережа	Бездротова мережа	НКМ
Низьке енергоспоживання	-	-	+
Відсутність втрат при передачі (надійність)	+	-	+
Висока швидкість	+	+	-
Простота налаштування	+	-	+
Відсутність дротів	-	+	+

Комунікація по тілу (КІТ, Intrabody Communication) вперше була запропонована Циммерманом в 1996 році в якості нової технології зв'язку для обміну даними між електронними пристроями в НКМ [28]. Його застосування не обмежується передачею даних і поширюється на передачу електроенергії. Електронні пристрої приймають енергію, необхідну для роботи одночасно з

даними. Також він може бути використаний для зв'язку між предметами одягу та пристроями в навколишньому середовищі. Комунікація по тілу є надійним методом для підключення мобільних пристроїв зовні і всередині тіла людини і має багато переваг у порівнянні з традиційними підходами радіозв'язку.

2.3 Галузі застосування НКМ

Комунікація НКМ мережі по тілу розширила межі застосування у різних галузях:

1. Медична сфера

З винаходом нової технології і швидкої обробки, також виникла можливість ефективного моніторингу здоров'я. Отже, за допомогою НКМ стало можливим і легко здійснювати дистанційне спостереження за станом здоров'я пацієнта.

2. Спортивна сфера

Виникла можливість моніторингу стану здоров'я спортсменів, надавати тренерам і спортсменам точну і ясну картину, щоб вони могли визначити свої слабкі і сильні сторони. НКМ можуть використовуватися для вимірювання необхідних факторів стану здоров'я під час змагань. Цей вид спостереження можна проводити де завгодно, і немає необхідності кожного разу ходити в лабораторію для отримання показників.

3. Сфера розваг

НКМ можуть використовуватися для розваги також. Вони можуть бути використані для ігор, мультимедійних додатків, 3D відео і відео буферизації, тощо.

Розглядаємо подання системи передачі даних на базі технології LoRa, як системи масового обслуговування (СМО), для фрагменту мережі LoRa, що складається з двох вузлів: передавача і приймача. Стоїть завдання передати зображення від передавача до приймача по повільному каналу. З огляду на те що пропускна здатність каналу обмежена, розглянемо два випадки.

1. Передача даних від передавача до приймача здійснюється по одному каналу. Розмір одного пакета становить 225 байт (220 байт - корисна інформація, 5 байт - службова інформація). Це зумовлює постійний час передачі, $\bar{t} = L/b$, де L – довжина пакету, b – швидкість передачі.

Для підвищення пропускної здатності каналу кожен з чергових пакетів даних порівнюється з попереднім переданим пакетом. Результат порівняння характеризує інформативність пакету. Передача пакету проводиться тільки коли об'єм нової інформації в пакеті перевищує задане граничне значення. Коли інформація в пакеті практично незмінна протягом будь-якого випадкового інтервалу часу, потік пакетів по каналах LoRa буде носити випадковий характер (для тестування, наприклад). Потік створюють тільки пакети, що містять порогові (задані) зміни інформації. Потік таких пакетів розглядається як найпростіший. Загальну структуру системи передачі пакетів на базі технології LoRa можна уявити як СМО (рис 2.3).

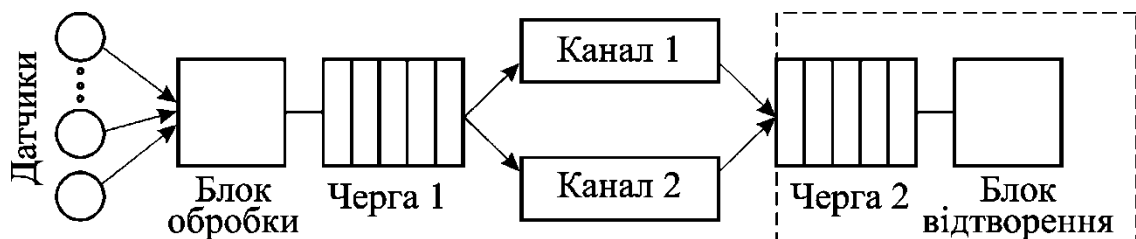


Рисунок 2.3 – Подання системи передачі зображень як СМО

За теорією масового обслуговування, наведену систему можна представити як модель M/D/1 (рис. 2.4).

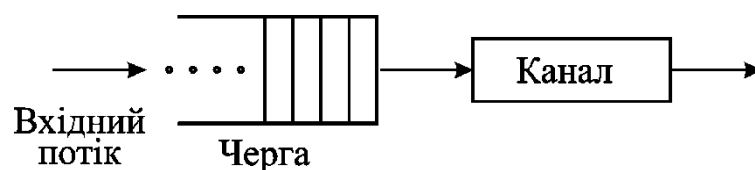


Рисунок 2.4 – Одноканальна система обслуговування передачі даних

2. У систему вводиться додатковий канал, який дозволить збільшити пропускну здатність, передати більше пакетів даних в одиницю часу. Блок обробки передає однакову кількість пакетів в кожен з двох каналів. Дану систему можна представити як модель СМО М/D/2. На рис.2.5 показана двоканальна система обслуговування передачі даних.

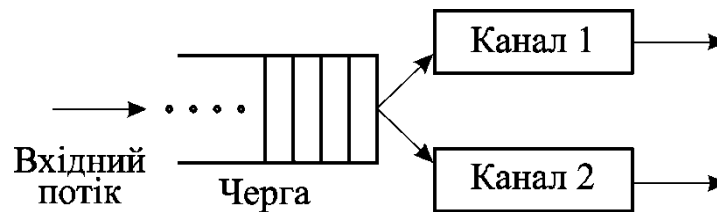


Рисунок 2.5 – Двоканальна система обслуговування передачі даних

Розглянемо наступні параметри СМО:

- середній час очікування пакета в черзі;
- середню довжину черги;
- середній час, який пакет проводить в системі обслуговування: час очікування плюс час обслуговування.

Пакети, які формуються після фрагментації пакету даних, надходять в буфер в порядку черги і чекають передачі в канал. Пріоритет в черзі визначається за принципом FIFO (First In, First Out – "першим прийшов – першим пішов"). Якщо час обробки даних в пристрої знехтуване малий, програмне забезпечення обробляє пакети даних без затримок. Швидкість роботи системи залежить від інтенсивності з якою надходять пакети на вхід λ_n і інтенсивності обслуговуючих пакетів μ_n , тому для моделі М/D/1, якою можна уявити розглянуту систему, середній час очікування в черзі розраховується за наступною формулою:

$$\bar{W} = \frac{\rho_k \bar{t}}{2(1 - \rho_k)}, \quad (2.1)$$

де $\rho_k = \frac{\lambda_n}{\mu_n}$ – навантаження каналу передачі даних, \bar{t} – час передачі .

Середній час доставки визначається за формулою :

$$T = \bar{W} + \bar{t} = \frac{\rho_k \bar{t}}{2(1 - \rho_k)} + \frac{L}{b}, \quad (2.2)$$

де L – довжина пакету, b – швидкість передачі.

Середня довжина черги пакетів даних:

$$L = \frac{\lambda_n^2}{2\mu_n(\mu_n - \lambda_n)} = \frac{\rho_k^2}{2(1 - \rho_k)}. \quad (2.3)$$

На рис.2.6 наведено залежність середнього часу доставки пакетів даних від їх інтенсивності λ_n на вході одноканальної СМО, для інтенсивності обслуговуючих пакетів $\mu_n = 10^8$ біт/с і різної швидкості передачі даних.

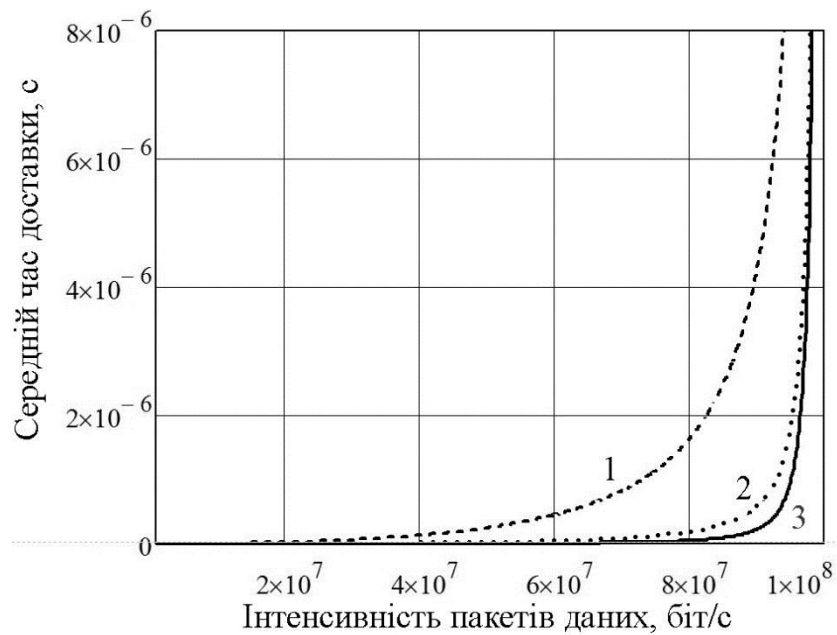


Рисунок 2.6 – Залежність середнього часу доставки пакетів T від їх інтенсивності λ_n , при різній швидкості передачі даних:

$$1 - b = 10^6 \text{ біт/с}; 2 - b = 10^7 \text{ біт/с}; 3 - b = 10^8 \text{ біт/с}$$

Інтенсивність пакету даних визначається кількістю датчиків та їх інформативністю. Як видно з графіку, реально перевантажити сучасні системи обробки інформації одна НКМ не здатна, якщо до неї не включати системи запису зображень та відеоканали високої чіткості. Така ситуація може виникнути при оснащенні НКМ сучасного військового, до знаряддя якого можуть включатися системи відеоспостереження в різних діапазонах бачення.

При зменшенні швидкості передачі даних b зростає середній час доставки пакетів даних, як видно з рис. 2.6. Але найбільш суттєво впливає зростання інтенсивності пакетів даних до деякої критичної величини. При наближенні λ_n до значення 10^8 біт/с середній час доставки стрімко прямує вгору за гіперболічною залежністю, що вказує на критичне перевантаження каналу.

2.4 Висновки до розділу

Запропоновано архітектуру НКМ, виокремлено чинники, які відрізняють НКМ від інших видів бездротових мереж. Описано різні типи топологій, які використовуються в системі зв'язку для різних цілей і відповідно до різних потреб. Перелічено головні переваги Body Area Network. Здійснено порівняння методів підключення датчиків та наведено сфери застосування НКМ.

Запропонована і досліджена модель НКМ в якості одноканальної СМО. Проаналізовано вплив швидкодії різних складових СМО на середній час доставки пакетів з НКМ до блоку відображення інформації.

3 МЕРЕЖЕВЕ ПОКРИТТЯ І ЩІЛЬНІСТЬ ТРИВИМІРНОЇ НКМ

3. 1 Сенсорні системи НКМ

Кількість електронних сенсорних систем, які використовуються для моніторингу стану людини, постійно зростає. Найбільш динамічний на сьогодні напрямок розвитку сенсорних систем є напрямок натільної електроніки. До цього напрямку відносяться також і сенсорні системи вмонтовані в одяг і різноманітна гарнітура [29]. На рис.3.1 приведено приклади біоелектронних сенсорних систем (БСС).

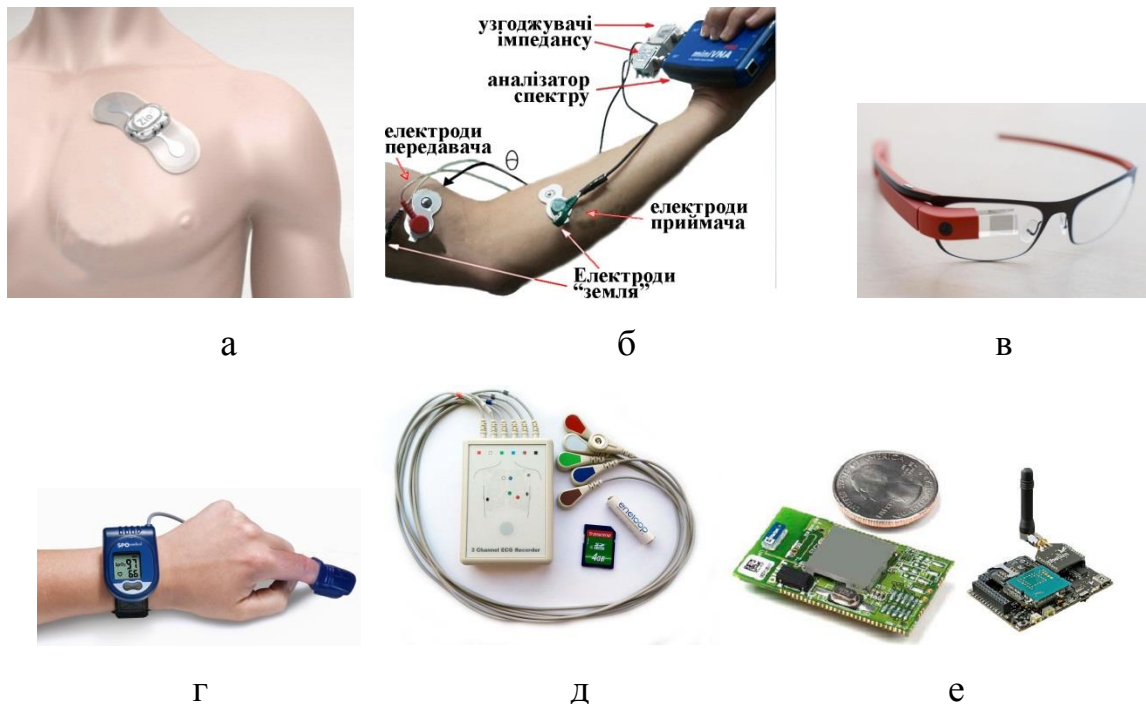


Рисунок 3.1 – Приклади біоелектронних сенсорних систем: а – "латка" для моніторингу ЕКГ (ECG Patch); б – система виміру положення кінцівки; в – окуляри з контролером емоційного стану за зіницями; г – пульс-оксиметр; д – монітор артеріального тиску; е – сенсорні вузли

Поява біосенсорів з новим принципом дії, зростанні їх кількості призвела до необхідності розвитку засобів біокомунікації в тілі людини. На рис.3.1,б

зображено систему виміру положення кінцівки з використанням даних про кровообіг по судинам [30]. На рис.3.1,а зображено латку (наклейку) для моніторингу ЕКГ з використанням безпроводного комп'ютерного вузла (БКВ). У зв'язку з розвитком електронних приладів зростають вимоги до БКС по передбаченню зміну стану людини. Розробляється система передбачення епілептичних нападів, розвитку серцево-судинних хвороб, родової активності вагітних, тощо.

Стрімкий розвиток натільної електроніки вимагає зміни розмірності комунікаційної мережі в яку вона вбудовується. Більшість існуючих робіт в області натільних комп'ютерних мережах (НКМ) присвячені двовимірному простору (2D), але такі мережі вже сьогодні працюють в тривимірному просторі (3D), як це показано на рис.3.2.

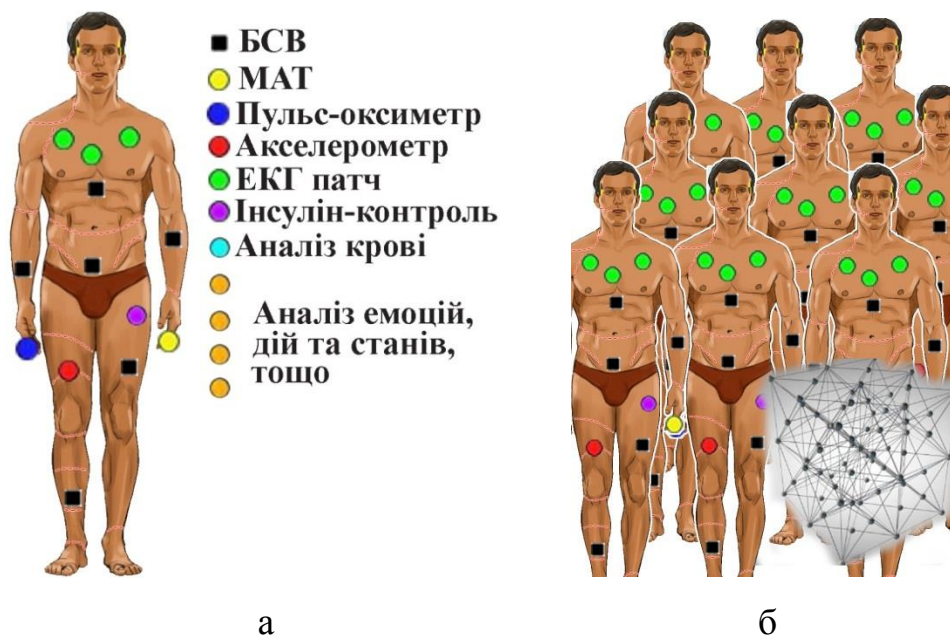


Рисунок 3.2 – Натільні комп'ютерні мережі: а – в двовимірному і б – тривимірному просторах (БСВ – бездротовий сенсорний вузол; МАТ – монітор артеріального тиску)

На сьогодні розвиток комп'ютерних мереж здійснюється на основі концепції Інтернету речей [31, 32]. Технологічною базою для створення мережі Інтернету Речей стали бездротові комп'ютерні мережі [33, 34]. Інтернет речей

(*IoT*) інколи називають Інтернетом об'єктів: об'єкт до об'єкту, об'єкт до інфраструктури, об'єкт до навколишнього середовища, тощо. *IoT* утворюють мільярди "розумних" пов'язаних речей, які утворюють "універсальну глобальну нейронну мережу", так звану "хмару", яка поєднує всі аспекти життєдіяльності тварин, товарів, людей, суспільств, держав і клімату планети.

Бездротові комп'ютерні мережі (БСМ) утворюють мережі з самоорганізацією і складаються з безлічі розподілених в просторі БСВ, які здійснюють моніторинг характеристик стану і положення об'єктів в навколишньому середовищі [35].

3.2 Кластеризація НКМ

Перехід від двовимірного до тривимірного простору породжує нову чисельність проблем у зв'язку з іншою топологією мережі. Потрібні нові підходи до оцінки таких характеристик НКМ як покриття, зв'язність і щільність. Стає актуальним дослідження характеристики щільності і зв'язності для НКМ з метою визначення такої методики розміщення сенсорних вузлів, яка дозволяє забезпечити, принаймні, 90% покриття для двовимірних (2D) і тривимірних (3D) НКМ. При цьому оцінюються також тривалість життєвого циклу мережі, період стабільності і пропускна здатність мережі на основі відношення між радіусом покриття (R_S) і радіусом дальності зв'язку (R_C).

Оцінимо співвідношення між радіусом покриття сенсорного вузла R_S , часткою покриття і щільністю в 2D і 3D НКМ.

3.1.1 Двовимірна НКМ

Якщо n сенсорних вузлів випадковим чином розподілені в 2D площині і зона покриття сенсорного вузла представлена диском з радіусом R_S , площа покриття становить: $S = \pi R_S^2$.

Щільність сенсорних вузлів становить $\rho = n/S$, де n - це кількість вузлів. Частка покриття, що визначається як відношення зони покриття A або об'єму V до загальної площі або об'єму в момент часу $t > 0$, обчислюється за формулою [36]:

$$c = 1 - e^{-\rho S} \quad (3.1)$$

Вираз (3.1) може бути використано при плануванні НКМ для визначення необхідної щільності БСВ.

Для досягнення цільової зони покриття 95% ($0,95 < c < 1$) необхідна для діапазону $c \geq 0,99 \dots 0,95$ щільність сенсорних вузлів складе $\rho S \geq 4,6 \dots 3$ відповідно. Необхідні щільності сенсорних вузлів визначаються наступним чином:

$$c = 0,99 \rightarrow \rho S \geq 4,6; \quad c = 0,98 \rightarrow \rho S \geq 3,91;$$

$$c = 0,97 \rightarrow \rho S \geq 3,5; \quad c = 0,96 \rightarrow \rho S \geq 3,21;$$

$$c = 0,95 \rightarrow \rho S \geq 3.$$

Тоді, необхідна щільність НКМ:

$$\rho = \frac{-\log(1-c)}{\pi r^2},$$

і радіус покриття:

$$R_S = \sqrt{\frac{-\log(1-c)}{\pi \rho}} = \sqrt{\frac{-\log(1-c)S}{\pi n}} \quad (3.2)$$

Розраховані дані за виразом (3.2) зведено в табл.3.1

Таблиця 3.1 – Щільність покриття ρ в залежності від радіуса R_S та частки c покриття у 2D НКМ

$\rho \times e^{-3}$	$c, \%$				
$R_S, м$	0.99	0.98	0.97	0.96	0.95
50	0,8	0,7	0,5	0,4	0,3
45	0,8	0,8	0,5	0,4	0,3
40	0,9	0,8	0,5	0,4	0,3
35	0,9	0,8	0,6	0,4	0,3
30	0,9	0,8	0,6	0,4	0,4
25	1	0,8	0,6	0,5	0,4

20	1	1	0,7	0,5	0,4
15	1	1,1	0,7	0,6	0,4
10	1	1,2	0,8	0,6	0,5
5	1,9	1,3	1	0,7	0,6

3.1.2 Тривимірні НКМ

Сенсорні вузли $S = \{S_1, S_2, \dots, S_n\}$, випадковим чином розподілені в тривимірній області V . Кожен сенсорний вузол S_i , $i = 1 \dots n$, має координати (x_i, y_i, z_i) в об'ємі V_i , радіус покриття сенсору R_S . Зона покриття для S_i може бути представлена сферою з центром в (x_i, y_i, z_i) і радіусом R_S . Об'єм сфери покриття:

$$V_S = \frac{4}{3} \pi R_S^3 \quad (3.3)$$

Частка покриття " c " визначається за аналогічною методикою:

$$c = 1 - e^{-\rho V_S} \quad (3.4)$$

Щільність вузлів може бути визначена за наведеною вище методикою для двомірної НКМ. У загальному випадку радіус дії сенсора для забезпечення необхідної щільності НКМ:

$$\rho = \frac{-\log(1-c)}{\frac{4}{3} \pi R_S^3} \quad \leftrightarrow \quad R_S = \sqrt[3]{\frac{-\log(1-c)}{\frac{4}{3} \pi \rho}} = \sqrt[3]{\frac{-\log(1-c) V_S}{\frac{4}{3} \pi n}} \quad (3.5)$$

де c – частка покриття; ρ – щільність; R_S – радіус зони покриття сенсорним вузлом.

Розрахунки характеристик за виразами (3.3) та (3.5) наведено в табл.3.2.

Таблиця 3.2 – Щільність покриття ρ в залежності від радіуса R_S та частки c покриття у 3D НКМ

$\rho \times e^{-3}$	$c, \%$				
$R_S, м$	0.99	0.98	0.97	0.96	0.95
50	1,3	0,7	0,5	0,4	0,3
45	1,3	0,8	0,5	0,4	0,3

40	1,6	0,8	0,5	0,4	0,3
35	1,7	0,8	0,6	0,4	0,3
30	1,8	0,8	0,6	0,4	0,4
25	1,9	0,9	0,6	0,5	0,4
20	2	1	0,7	0,5	0,4
15	2,2	1,1	0,7	0,6	0,4
10	2,5	1,2	0,8	0,6	0,5
5	2,9	1,3	1	0,7	0,6

На рис.3.3 представлені порівняльні характеристики для 2D і 3D НКМ. Як видно з рис.3.3, розмірність сенсорного простору впливає на необхідну щільність НКМ для забезпечення заданої частки покриття. Причому, за інших рівних умов для тривимірних НКМ необхідна щільність сенсорних вузлів більше, ніж для двовимірних.

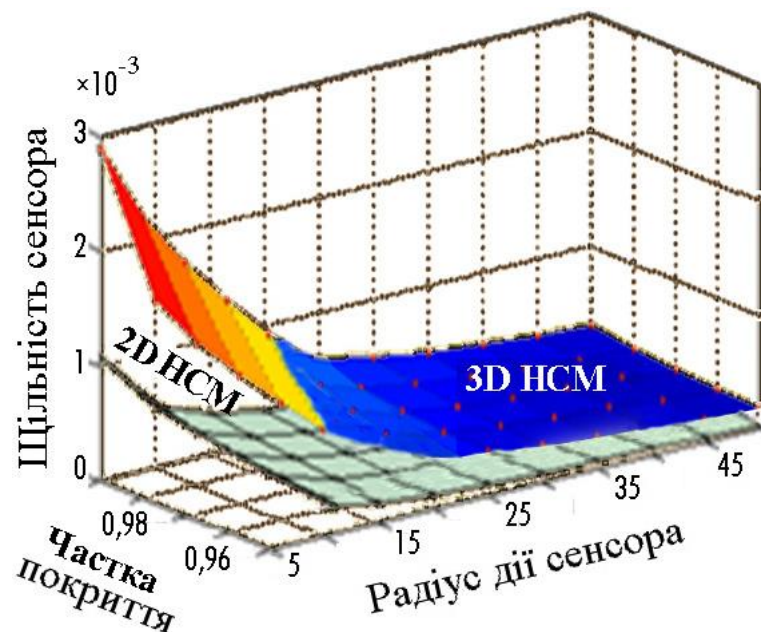


Рисунок 3.3 - Порівняння характеристик для 2D і 3D натільних комп'ютерних мереж

На рис.3.4 наведено порівняння числа необхідних прилеглих вузлів, тобто вузлів, що знаходяться на відстані менше $2R_s$, для 2D і 3D НКМ. Оскільки необхідна щільність розміщення БСВ для забезпечення заданої частки покриття

для 3D істотно вище, ніж для 2D НКМ, то і число прилеглих вузлів для 3D НКМ також набагато більше, ніж для 2D.

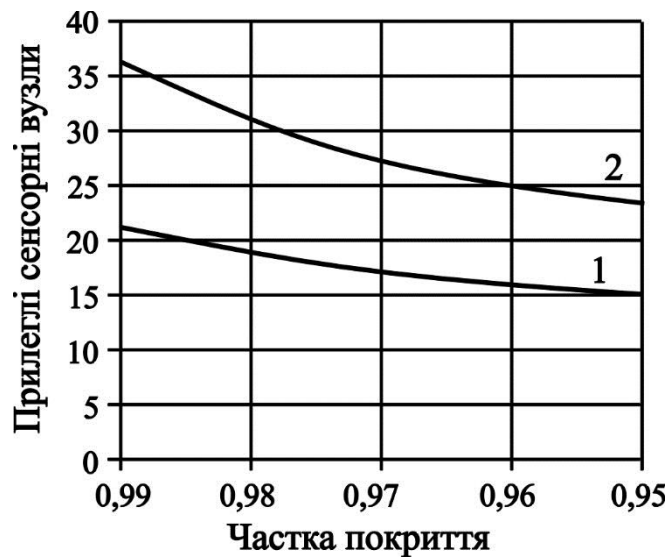


Рисунок 3.4 – Співвідношення між часткою покриття s і числом прилеглих БСВ, які знаходяться на відстані менше $2R_s$, при випадковому розміщенні вузлів для 2D (1) і 3D (2) НКМ

3.3 Висновки

Розмірність сенсорного простору істотно впливає на необхідну щільність БСВ для забезпечення заданої частки покриття НКМ. При цьому для тривимірних НКМ необхідна щільність БСВ більше, ніж для двовимірних. Число прилеглих вузлів для 3D НКМ також значимо більше, ніж для 2D НКМ.

Проведено теоретичне дослідження характеристики щільності і зв'язності для НКМ з метою визначення такої методики розміщення сенсорних вузлів, яка дозволяє забезпечити, принаймні, 90% покриття для двовимірних (2D) і тривимірних (3D) НКМ. При цьому оцінено також тривалість життєвого циклу мережі, період стабільності і пропускну здатність мережі на основі відношення між радіусом покриття (R_s) і радіусом дальності зв'язку (R_c).

Результаті розрахунку щільності покриття ρ в залежності від радіуса R_s та частки s покриття у 2D НКМ наведено в табл.3.1, а для 3D НКМ – у табл.3.2.

Розмірність сенсорного простору впливає на необхідну щільність НКМ для забезпечення заданої частки покриття. Причому, за інших рівних умов для тривимірних НКМ необхідна щільність сенсорних вузлів більше, ніж для двовимірних.

Результати можуть бути використані при плануванні як НКМ, розміщених на поверхні, в тривимірних просторах міських районів багатоповерхової забудови, так і сенсорних НКМ в повітряному просторі.

4. ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМУНІКАЦІЇ СИГНАЛІВ ПО ТІЛУ

4.1 Бездротова комунікація в натільних комп'ютерних мережах

Сучасна парадигма в охороні здоров'я вимагає забезпечення безперервного дистанційного моніторингу пацієнта за допомогою мережі бездротового зв'язку датчиків. Ці медичні сенсорні мережі [37], що складаються з НКМ і мереж інфраструктури, дозволяють уникнути необхідності ручної системи самозабезпечення і можуть дозволити користувачам брати під контроль свої розлади здоров'я в майбутньому. Технологія НКМ передбачає кріплення мініатюрних датчиків на тілі, або імплантацію датчиків в тіло. Це дозволяє постійно контролювати параметри стану здоров'я і запобігання виникненню критичного стану. Наприклад, діабетики тепер мають доступ до автоматичного інсулінового ін'єктора, який контролює рівні глюкози та вводять інсулін, коли рівні глюкози високі. Подібні технології на сьогодні призводить до пристроїв, які можуть мінімізувати випадки серцевих нападів або інсульту. Вони можуть запобігти частому відвідуванню лікарень заощаджувати витрати як на окремого пацієнта, так і на медичне обслуговування в системі країни. Згідно зі звітом 2018 р. від Parks Associates (США), ринок бездротових домашніх приладів охорони здоров'я склав 24,8 млрд. доларів США. Передбачається зростання промисловості та ринку таких послуги щорічними темпами 180% [38]. У 2018 року кількість тільки дорослих користувачів з натільними приладами досягнув 81,7 млн. На рис.4.1 показана динаміка відносного розвитку приладів натільної електроніки.

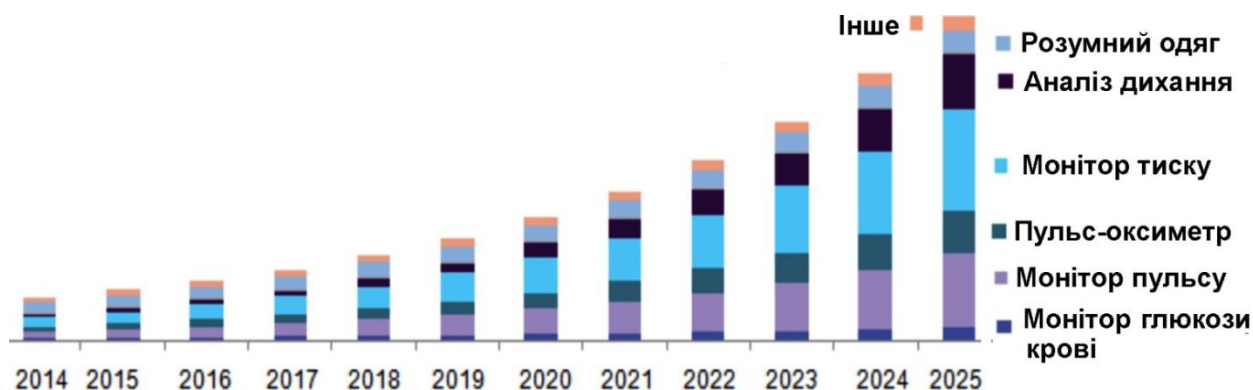


Рисунок 4.1 – Динаміка розвитку ринку приладів натільної електроніки [38]

В основі технології НКМ лежить потреба в швидкій передачі даних від датчиків до осіб, які приймають рішення (зазвичай вузла-концентратора) або від вузла-вузла до приводу, наприклад, системи ін'єкції інсуліну [39]. Бездротова передача даних на радіочастоті (РЧ) успішно розроблена з використанням популярних протоколів, таких як Bluetooth, Zigbee і ANT [40]. Основним недоліком бездротового РЧ зв'язку в мініатюрних медичних портативних пристроях моніторингу є високе енергоспоживання, що обмежує практичну тривалість експлуатації. Більшість сучасних досліджень стверджують, що Zigbee і ANT мають батарею з трирічним терміном служби, але це при низькій робочій швидкості передачі даних. Наприклад, 1 байт передається за 5 хвилин [40]. Стандарт IEEE 802.15.4 для малопотужного протоколу Zigbee вказує потужність передачі виходу – 1 мВт. Безперервна робота на максимумі швидкості передачі даних 250 кб/с зазвичай виснажує нормальну літій-іону батарею за лічені години. Нові підходи для вдосконалення НКМ вимагають наднизьку потужність бездротової технології – технології НКМ наступного покоління.

Останні дослідження щодо нової форми бездротових комунікацій швидко набирають популярності. Комунікація по тілу (КПТ) є новим бездротовим засобом обміну даними в НКМ, який використовує саме тіло людини як середовище передачі електричних сигналів. Технологію КПТ визначено в ратифікованому протоколі IEEE 802.15.6 WBAN (wireless body area network –

бездротова натільна комп'ютерна мережа). Обмеження комунікації даних в тілі людини у користувачів КПТ запобігає розсіюванню енергії в навколишнє середовище, що призводить до потенційно меншої потужності споживання. Дослідження показали, що КПТ здатний до низького рівня потужність передачі даних, нижче 1 мВт і швидкості передачі даних більше 100 кб/с [41], що робить цей підхід потенційно привабливим як альтернативу короткохвильової комунікації.

Моніторинг життєвих ознак (наприклад, серцебиття, постава тіла, пульсовий тиск крові, насичення киснем [42]) в даний час здійснюється через мініатюрні датчики. Це легкі та інтелектуальні пристрої, здатні відчувати фізичні явища, здійснювати основну обробку і бездротову передачу даних. Бездротові датчики прикріплені на тілі або імплантовані в організм і створюють на короткій відстані навколо людського тіла бездротову мережу, використовуючи технологію РЧ-передачі [43].

4.2 Протоколи IEEE 802.15.6 WBAN для НКМ

4.2.1. Радіочастотні та не радіочастотні мережі

Наприкінці 2011 року була ратифікована стандартизація нового протоколу бездротової НКМ – IEEE 802.15.6 за завданням групи TG6. Стандарт IEEE 802.15.6 має три фізичні рівні, як показано на рис.4.2 [44]. Вузькосмуговий (NB – Narrowband) і надширокосмуговий (UWB – Ultrawideband) операції засновані на РЧ комунікації даних. В той же час була впроваджена нова не РЧ-техніка на основі КПТ (HBC – human body communication). Підтримуються три різних частотних діапазонів роботи вузько-частотної комунікації (NB):

402÷405 МГц – для імплантованих пристроїв;

863÷956 МГц – для носіїв;

2360÷2400 МГц – для медичних потреб.

Надширокопasmовий (UWB) діапазон працює в більш високих частотних регіонах: 3–5 ГГц і 6–10 ГГц. Смуги пропускання каналів (f_{BW}) 499,2 МГц [1]. Швидкість передачі даних діапазону NB PНУ від 100 до 1000 кб/с і діапазон UWB PНУ від 395 кб/с – 12,636 Мб/с у обов'язковому режимі. На жаль, ці частотні діапазони не підходять для КПТ, в зв'язку з високим ослабленням сигналу при проходженні через тіло людини, а також відчутні ефекти змішування сигналів. Замість цього робочий діапазон частот НВС (КПТ) сконцентрований на 21 МГц з масштабованою швидкістю передачі даних 164 – 1312,5 кб/с [1].

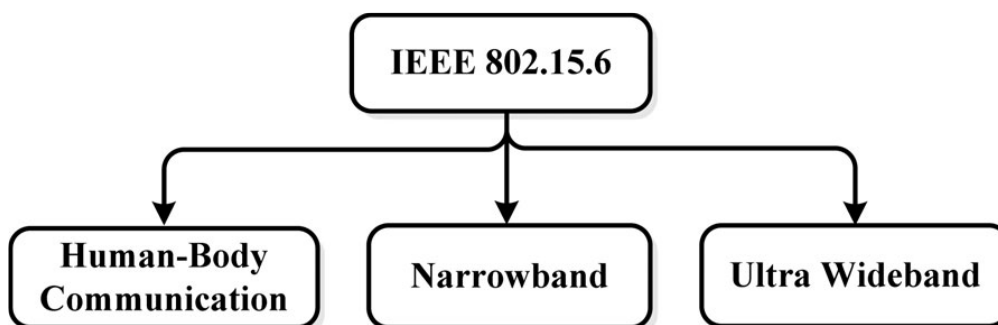


Рисунок 4.2 – Фізичні рівні стандарту IEEE 802.15.6
(пояснення в тексті вище)

4.2.2 Безпека використання НКМ

Система КПТ є захищеною і приватною мережею обміном даними, яка забезпечує природну безпеку і вільну від перешкод комунікацію. Необхідна робоча частота КПТ набагато нижче в порівнянні з РЧ системами. Це означає сигнали обмежується тілом людини, оскільки читання даних повторно вимагає контакт з тілом [46]. В методі КПТ немає витоку сигналу через шкіру і екологічний шум має менший вплив на обмін даними. На більш високих частотах (від 300 МГц до декількох гігагерц), довжина хвилі сигналу стає порівнянною з розмірами тканин людського тіла і тіло випромінює енергію, тіло діє як антена (дипольна антена). Оскільки передавач і приймач в якості

антен містять електроди малого розміру (наприклад, електроди бренду Neuroline мають площу 54 мм²), хвилі сигналу несучої довжини більші в порівнянні з розміром електродів і в результаті гарантований від перешкод КПТ забезпечується на частоті нижче 300 МГц [47].

4.2.3 Енергоспоживання

Ключове обмеження з поширенням РЧ зв'язку у портативних пристроїв, те що вони швидко споживають мобільне джерело живлення – батарею. Наприклад прилади Zigbee мають максимальну швидкість передачі даних 250 кб/с при 26,5 мВт що призводить до споживання 106 нДж за отриманий біт [45]. Споживання енергії UWB – складає 2,5 нДж/б, коли швидкість передачі даних становить 16,7 Мб/с [45] Неодноразово було продемонстровано, що КПТ споживає 0,24 нДж/б енергії при швидкості передачі даних до 10 Мб/с, що на порядок менше і робить спосіб зв'язку для додатків НКМ привабливим для розвитку.

4.2.4 Повторне використання частотних діапазонів

КПТ формує мережу комунікації обмеженого об'єму всередині і навколо людського тіла і тому дозволяє той самий діапазон частот для повторного використання на іншому користувачі з мінімальними перешкодами. Ця особливість потенційно стимулює розвиток майбутніх проектів спрямованих на поліпшення швидкості передачі даних, зменшення енергоспоживання та інтеграцію приладів натільної електроніки.

Табл.4.1 наводить деякі порівняння між специфікаціями КПТ та РЧ бездротової НКМ (адаптована з [1], [48] –[50]).

Таблиця 4.1 – Порівняння специфікацій КПТ і РЧ зв'язку
в стандарті IEEE 802.15.6

Середовище комунікації	КПТ людини	РЧ канали (NB, UWB)
Частотний діапазон	по центру 21 МГц ($f_{bw} = 5.25$ МГц)	різні діапазони (402 МГц-10 ГГц)
Швидкість передачі даних	< 2 Мб/с	< 13 Мб/с
Діапазон передачі	< 2 м	10 м
Згасання сигналу	низьке	високе (затінення тілом)
Антенна на тілі	нема	так
Енергоефективність	Висока (провідність людського тіла висока)	Низька (повітря має низьку провідність)

Порівняння даних показує основні переваги КПТ: низьке згасання сигналів, відсутність антен, висока енергоефективність, компактність.

4.3 Специфікації і методи КПТ

Загалом, КПТ можна класифікувати на два основні типи зв'язку (за типом передачі електричних сигналів): ємнісний зв'язок (електричне поле) і гальванічний зв'язок (хвилевід). На рис.4.3 схематично показано два різних типи КПТ. Для обох типів зв'язку приймач потребує дві пари електродів. У ємнісному з'єднанні тільки один з електродів (сигнальний електрод) з сторони передавача і з сторони приймача прикріплені до тіла, а інший електрод (заземлюючий електрод) є плаваючим. У способі гальванічного з'єднання обидва електрода з сторони передавача і приймача прикріплені до людського тіла.

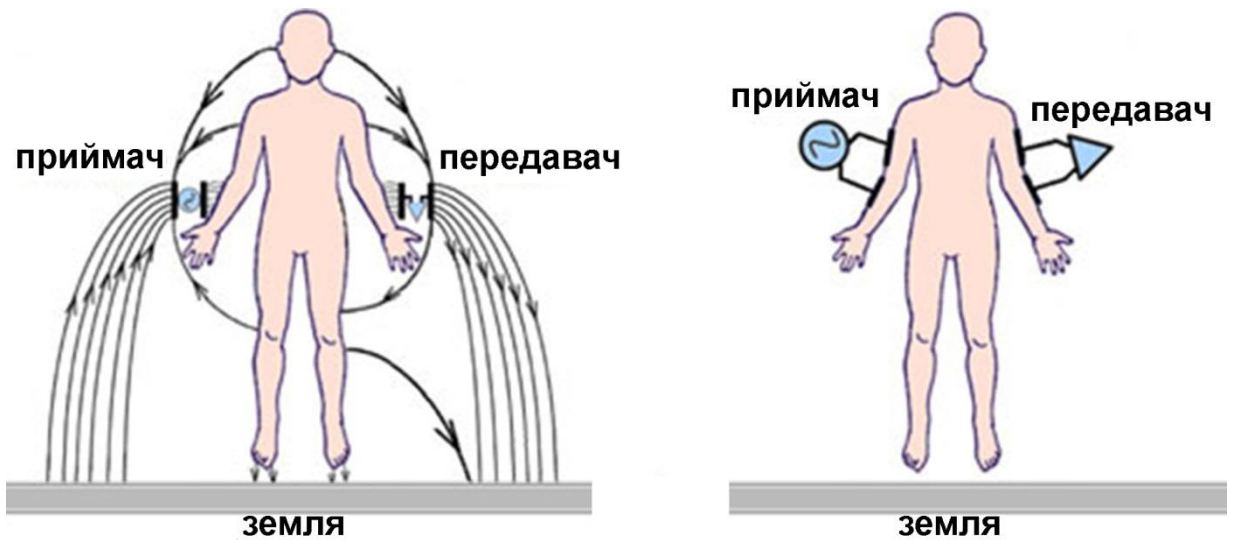


Рисунок 4.3 – Типи КПТ людини: а – ємнісний і б – гальванічний

Теорія ємнісно-зв'язаного КПТ будується на основі ємнісного зв'язку людського тіла з оточуючим його навколишнім середовищем. Сигнал генерується між каналом тіла приймача, здійснюючи петлю струму через зовнішній потенціал землі. Сигнал електрода передавача індукує електричний поле в організмі людини. Індукований електричний сигнал залежить від електричного потенціалу, а тіло людини діє як провідник з зворотнім шляхом через землю.

З іншого боку, гальванічне з'єднання досягається за рахунок поширення змінного струму в організмі людини. Тіло розглядається як лінія передачі (хвилевід). У гальванічно-зв'язаному КПТ, електричний сигнал який подається, застосовується диференційно між двома електродами передавача. Значне поширення сигналу відбувається між електродами передавача і значною мірою сигнал приймається ослабленим двома електродами приймача. На рис.4.4 показані шляхи проходження струму між електродами передавача і приймача за гальванічним методом з'єднання. Малий струм також призводить до поділу сигнал між електродами приймача. Саме вміст іонів в організмі людини є носієм інформації в методі гальванічного зв'язку. В табл.4.2 наведено порівняння методів ємнісного та гальванічного зв'язку.

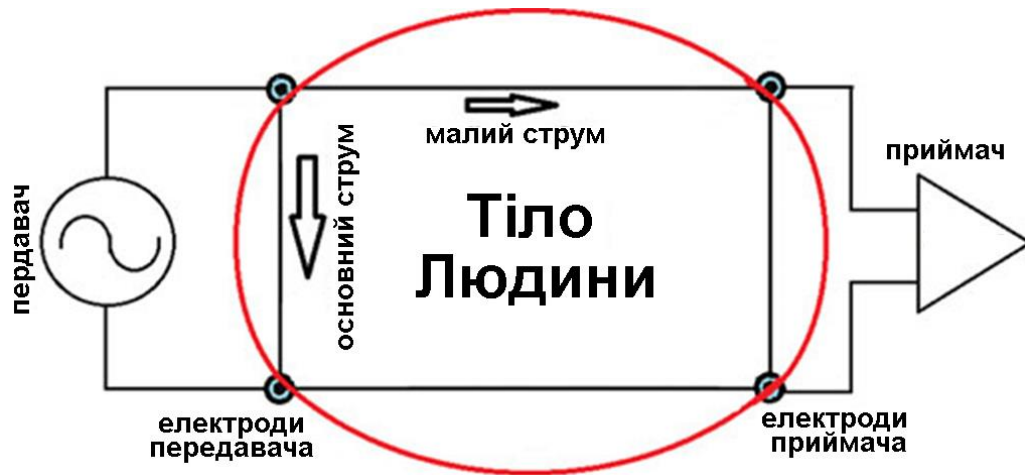


Рисунок 4.4 – Шляхи проходження струму між електродами пердавача і приймача гальванічним методом

Таблиця 4.2 – Порівняння методів ємнісного та гальванічного комунікацій в тілі людини

Ємнісне з'єднання (електричне поле)	Гальванічне з'єднання (хвильовод)
Індукований сигнал контролюється електричним потенціалом (Застосування статичного зарядженого електрода)	Індукований сигнал регулюється струмом (змінними струмами на декількох електродах)
Тільки сигнальні електроди пердавача і приймача прикріплені до тіла, а обидва електрода землі плавають	На корпус прикріплені пара передавальних і приймаючих електродів
Земля необхідна як електрод	Земля не потрібна в якості електрода
Домінуючим шляхом передачі сигналу є середовище	Домінуючим шляхом передачі сигналу є тканини тіла
Більш висока швидкість передачі даних і коефіцієнт посилення каналу (вища робоча частота)	Менша швидкість передачі даних
Тіло людини моделюється як ідеальний провідник (тіло апроксимується як один вузол)	Тіло моделюється як хвильовід для провідності сигналу
На якість сигналу впливає середовище навколо тіла	На якість сигналу впливають діелектричні властивості тканин людини
Перешкоди від навколишніх пристроїв, які могли б ємнісно з'єднатися безпосередньо з пристроєм КІПТ	Чутливий до місця розташування на тілі через залежність від відстані між електродами і орієнтації вздовж тіла
Не вимагає безпосереднього контакту з організмом людини, потрібно бути близько	Необхідний прямий контакт з тканиною тіла. Можливість комунікацій як на тілі, так і в тілі (імплант)

4.4 Електричні властивості тканин тіла людини

Розповсюдженням гальванічних або ємнісних сигналів через людський організм в КПТ багато в чому залежить від електричних властивостей тканин тіла людини. Двома основними властивостями є відносна діелектрична проникність ϵ_r і електропровідність σ . Відносна діелектрична проникність і електропровідність матеріалу визначають при дії електричного поля одиничної амплітуди [51]. Типи тканин, діапазон робочих частот, температура, цілісність клітинних мембран і вміст води в тканинах є деякими з основних факторів, які визначають електричні властивості тканин в тілі людини.

Найбільш повний огляд електричних властивостей людського тіла представлений Gabriel et al. в [52]. Експерименти проводилися на тканинах людини і тварин в діапазоні частот 10 Гц – 20 ГГц. Під час експериментів температуру фіксували (37°C) і вважали, що тканинні шари були гомогенними. Електричні властивості живої тканини вимірювали за допомогою взаємодії електромагнітного випромінювання і клітинної тканини. Додаткові дослідження показали, що діелектричні властивості живої тканини змінюються по-різному з частотною дисперсією. Механізм частотної дисперсії вперше був введений Шваном [53] для характеристики електричних властивостей біоматеріалів. Дисперсія відноситься до поведінки тканин в різних діапазонах частот; низькочастотні діапазони, діапазони ВЧ і діапазони частот гігагерц, які, відповідно, називаються альфа, бета і гамма-дисперсією. На рис.4.5 показана дисперсія відносної діелектричної проникності і питомої провідності тканин людського тіла.

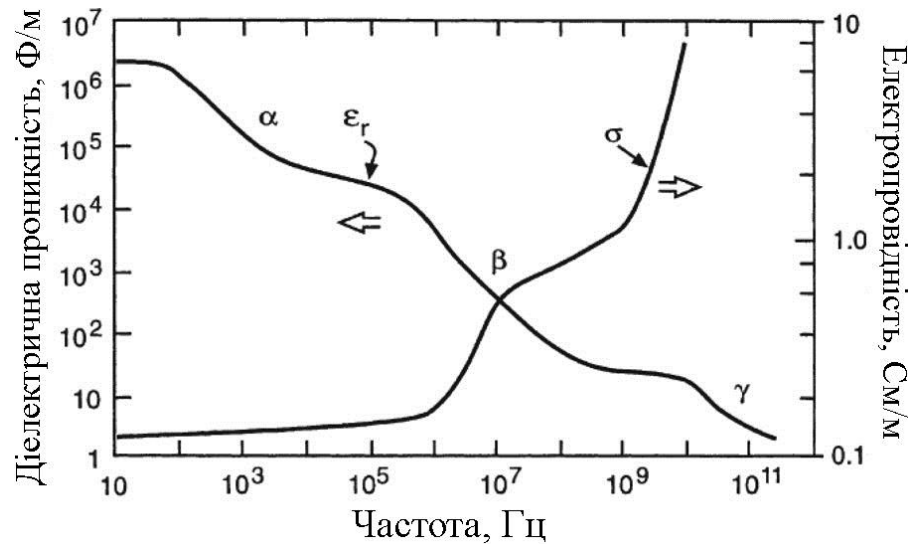


Рисунок 4.5 – Залежність електричних властивостей тканин тіла людини від частоти електричних сигналів

Основні характеристики біологічних тканин можна систематизувати наступним чином.

1) Потужність сильно знижується коли провідність зростає в наслідок частотної дисперсії.

2) Поляризація молекул води створює розподіл гамма (γ) в гігагерцовій області (мікрохвильові частоти). Гамма-дисперсія не є сильною і має мінімальний вплив на електричні властивості тканин організму, які утримують воду, пов'язану з протеїном.

3) Поляризація клітинних мембран є перешкодою для того, щоб іон надходив в клітину або виходив з клітини і призводить до бета-дисперсії (β). Ця область лежить в межах діапазону від сотень кілогерців до десяти мегагерц. Поляризація білків є ще одним фактором, який сприяє розвитку бета-дисперсії.

4) Перенесення іонів через біологічну мембрану пов'язано з низькою частотою альфа-дисперсії (α). Альфа-дисперсія проявляється в діапазоні частот від 1 Гц до 100 кГц. Зростання провідності тканин рідко проявляється в альфа-дисперсії, а діелектрична проникність показує значне зменшення [53].

Електричні властивості тканин людини є ключовим елементом (ознакою) для проектування енергоефективної, малощумної і економічно ефективної системи приймача КПТ, що досягається за рахунок моделювання характеристик каналу передачі людського тіла.

4.5 Висновки до розділу

КПТ є новим бездротовим засобом обміну даними в НКМ, який використовує саме тіло людини як середовище передачі електричних сигналів, і швидко набирають популярності. КПТ формує мережу комунікації обмеженого об'єму всередині і навколо людського тіла і тому дозволяє той самий діапазон частот для повторного використання на іншому користувачі з мінімальними перешкодами.

КПТ споживає 0,24 нДж/б енергії при швидкості передачі даних до 10 Мб/с, що на порядок менше ніж за стандартом комунікації UWB.

Проведене порівняння між специфікаціями КПТ та РЧ зв'язку бездротової НКМ. Порівняння даних показує основні переваги КПТ: низьке згасання сигналів, відсутність антен, висока енергоефективність, компактність.

Проведене порівняння методів ємнісного та гальванічного зв'язку в тілі людини. Обидва методи мають свої переваги і недоліки. Враховуючи середню частоту електромагнітного сигналу (21 МГц), яка використовується для НКМ, ємнісний зв'язок більш безпечний для здоров'я людини ніж гальванічний.

5 МЕТОДИ МОДЕЛЮВАННЯ ТКАНИН ТІЛА

Людське тіло моделюється як канал зв'язку для дослідження законів поширення гальванічних або ємнісних сигналів і, отже, оптимізується на якість переданих даних. Характеристики передачі сигналів в тілі були досліджені за допомогою моделювання тканин організму людини. Хоча в моделюванні тканин людського тіла є прогрес, існують великі розбіжності між емпіричними результатами та розрахунками за моделями. Існують різні методи моделювання траНКМісійних характеристик людського тіла, включаючи:

- моделі електричних еквівалентних схем, які базуються на параметричній моделі тканин людини;
- чисельні моделювання, такі як моделі за методом кінцевих елементів (МКЕ) та моделі з кінцевих різниць в часовій області;
- моделі поширення сигналів часто використовуються для конструювання хвилеводів радіохвиль [54];
- моделі тканин для конструювання приймача КПТ.

5.1 Параметрична модель тканин людини

Для встановлення правильної параметричної моделі властивостей тканин діелектричні зміни цих властивостей визначаються як функції частоти. Рівняння Коула-Коула (Cole–Cole) [55] описує зміну діелектричних властивостей тканини в широкому діапазоні частот

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} \quad (5.1)$$

де ε^* – комплексна діелектрична проникність; $\Delta\varepsilon_n$ – величина дисперсії, яка розраховується з різниці діелектричної проникності при заданій ε_s і нескінченній частоті ε_∞ ; ω – кутова частота; τ_n – постійна часу релаксації, яка залежить від іонних процесів в тканинах тіла; α_n – параметр розподілу, становить від 0 до 1.

Зменшення в трьох окремих областях дисперсії, тобто альфа, бета і гамма, визначається шляхом підсумовування частотно-залежної проникності, за виразом

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \sum \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0} \quad (5.2)$$

де σ_i – статична йонна провідність. Діелектричні показники біологічної тканини прогнозують шляхом підсумовування та вдалого вибору параметрів для кожної тканини. Комплексна провідність і комплексний імпеданс тканини розраховується як

$$\sigma^* = j\omega\varepsilon_0\varepsilon^*; z^* = \frac{1}{\sigma^*}. \quad (5.3)$$

Відносна діелектрична проникність і електропровідність мокрої шкіри, жиру, м'язів, кісткової тканини і кісткового мозку, як функція частоти, представлена на рис.5.1. Результати моделювання отримані на основі виразу (5.2) по [52].

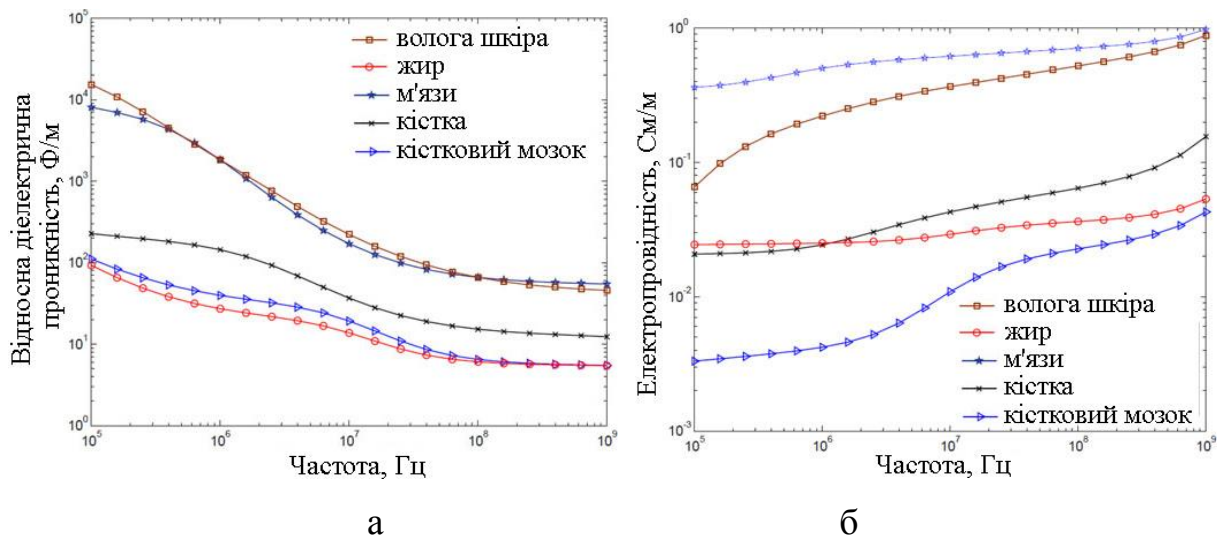


Рисунок 5.1 – Залежність параметрів тканин людського тіла від частоти електричних сигналів: а – відносна діелектрична проникність, б – електропровідність

Електричні властивості тканин людського тіла можуть бути змодельовані еквівалентними електричними компонентами, такими як резистори і конденсатори. Існують два типи схемних моделей:

1) RC елементи, з'єднані послідовно, можна використовувати моделювання окремих кінцівок і витоків кінцівок [56].

2) Більш поширеним методом є представлення схемотехнічної моделі з урахуванням “постійного фазового елемента” (ПФЕ) з комплексним імпедансом, який становить $Z_{\text{CFE}} = A(j\omega)^{-n}$, де A - константа і $n = \alpha$. Цей імпедансом ПФЕ зводиться до простого опору при $n = 0$ і до ємності при $n = 1$. Фізичний сенс ПФЕ не визначений [57]. Модельне представлення резистивних і ємнісних елементів використовується для зручного пояснення емпіричних досліджень. Проте визначення точних компонентів тканини, відповідальних за ці властивості, ускладнюється неоднорідною природою тканин і розмірами випадково розподілених в тканині клітин.

На рис.5.2. зображена схема ланцюга за моделлю 2 (коли $\alpha = 0$) паралельною комбінацією ідеального конденсатора, резистора і ПФЕ, що є послідовною комбінацією частотно-залежної ємності та резистору [58]. Модель Коул-Коул застосовується в основному до біологічних матеріалів, тоді як інші залежності, такі як Коул-Дейвідсон (Cole–Davidson) і Гавриляк-Негамі (Navrila–Negami), використовуються для небіологічних матеріалів [56].

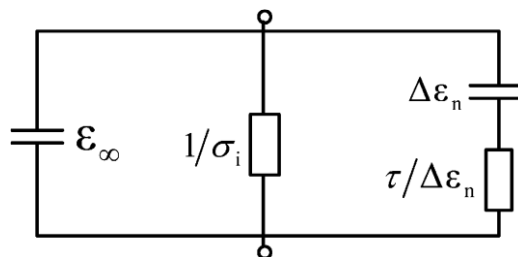


Рисунок 5.2 – Еквівалентна схема для рівняння Коул-Коул для заданої постійної часу

Потік електричного струму через тканини людини протікає декількома шляхами, включаючи шляхи внутрішньоклітинного, позаклітинного та через

клітинні мембрани. Струм високої частоти легко проходить через тканини (більш висока провідність, як показано на рис.5.3,б). Внутрішньоклітинна рідина є рідиною, що циркулює всередині клітини і оточена клітинною мембраною, а також позаклітинною рідиною. Для збудження струму в тканинах тіла використовують подвійні електроди (пару електродів), як показано на рис.5.3,а. Дві лінії на рис.5.3,б показують особливості проходження низькочастотного і високочастотного шляхів струму в тілі людини [59].

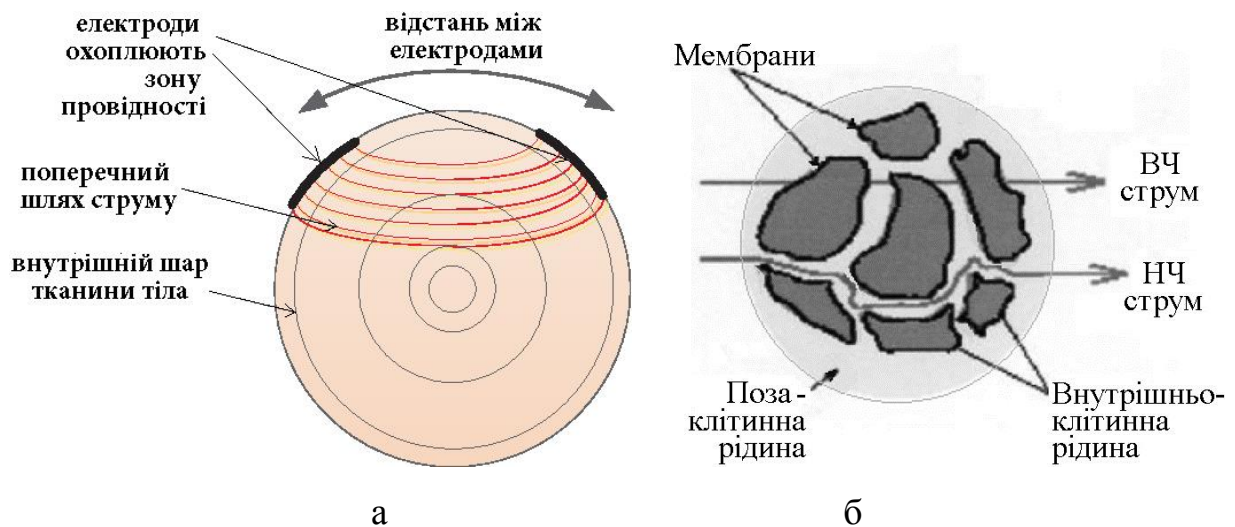


Рисунок 5.3 – Модель збудження та шляхів струму в тканинах тіла людини

Резистор R_e і конденсатор C_e моделюють позаклітинну рідину. Складові клітинної мембрани моделюють R_m та C_m , а внутрішньоклітинної рідини, відповідно, R_i та C_i . У роботі [60] представлена повна і спрощена еквівалентна схема ланцюга тканин людини, яка зображена на рис.5.4. Резистори і конденсатори в запропонованій моделі являють собою фізіологічні ефекти, включаючи кровообіг, метаболізм тканин і електролітичну концентрацію внутрішньо- і позаклітинних рідини в організмі [60].

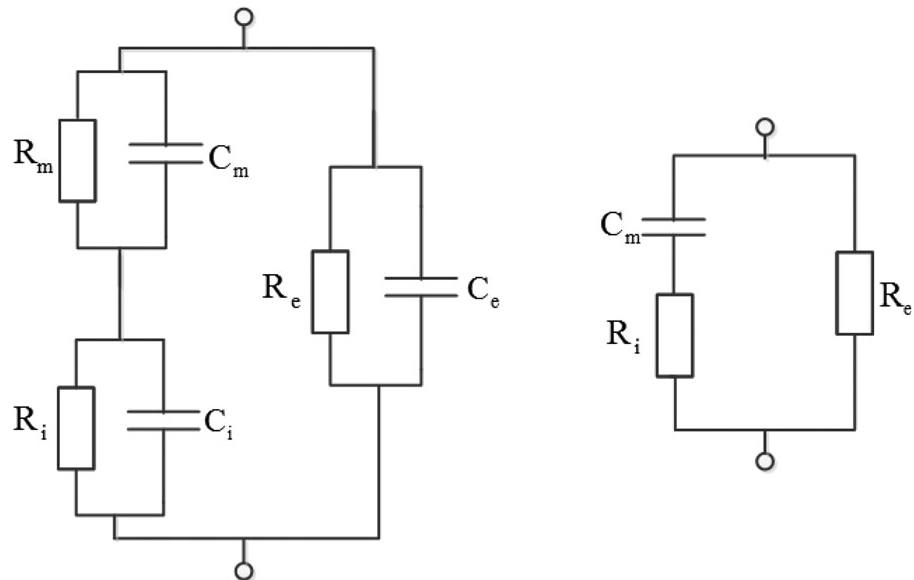


Рисунок 5.4 – Повна і спрощена еквівалентні схеми тканин людини

5.2 Еквівалентна схема каналу тіла людини

Отримання передавальної функції КПТ є першим кроком для побудови схемотехнічної моделі. Циммерман [61] першим запропонував схему ланцюга телекомунікаційного каналу. Модель складається з чотирьох поперечних і поздовжніх імпедансів між електродами передавача і приймача. Імпеданси між електродами передавача і приймача були відсутні в розрахунках імпедансу за його моделі, як показано на рис.5.5.

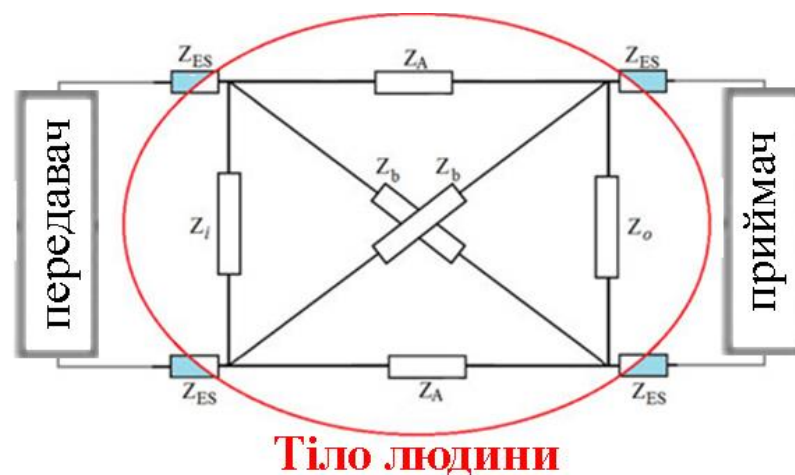


Рисунок 5.5 – Чотирьохполюсник моделі людської руки: Z_{ES} – імпеданс зв'язку між електродами і шкірою людини

У роботі [62] частотні характеристики ємнісного зв'язку людського тіла визначаються за допомогою RC моделі. Тіло розглядається як єдиний вузол з зворотнім зв'язком з-за великого імпедансу. Однак це наближення не є правильним при високій частоті. У цій моделі частини тіла людини представлені у вигляді трьох циліндричних моделей, які розділені на частини RC ланцюгів. Для вимірювання величин R і C були використані результати досліджень в [52] і зонної моделі з [61]. В [54] запропонували ланцюг каналу ємнісного зв'язку, в якому враховували ефекти екранування тіла. Недавні дослідження [63] також представили моделі схем провідності шкіри, отримані з електрофізіологічних властивостей шкіри. Однак автори не перевірили запропоновану модель за допомогою емпіричних вимірювань. Порівняння моделі було підтверджено лише за рахунок досягнутих результатів з інших дослідницьких даних, які були виконані в різних експериментальних умовах.

У моделі ланцюга гальванічного зв'язку, імпеданс тканини може бути описаний рівнянням Коул-Коул. В [64] вперше розроблена модель електричної схеми гальванічного КПТ. Вони також представили нову схему з двома електродами, де тільки два з чотирьох електродів були прикріплені до тіла (ємнісний зв'язок). У роботі [64] було запропоновано чотири схеми ланцюгів електродів і використані шість імпедансів між електродами передавача і приймача. Результати показали, що дві конструкції кінцевих електродів мали коефіцієнт посилення на 20 дБ, що перевищує структури з чотирма кінцевими електродами. Були запропоновані чотири схеми ланцюгів електродів з шести імпедансами тканин тіла і чотирма імпедансами зчеплення електродів зі шкірою Z_{ES} . [41] (див. рис.5.4). Умови контакту між електродами і тілом людини, які представлені імпедансом Z_{ES} , впливають на зв'язок і загасання сигналу, а також на споживання потужності передавача [65]. Значення Z_{ES} представлено серією з трьох імпедансів, що складаються з імпедансу електрода,

імпедансу інтерфейсу (імпедансу гелю) та імпедансів шару шкіри, які включають епідерміс і підшкірні імпеданси. Відповідно до [66], хороший контакт між електродом і поверхнею шкіри встановлюється при $Z_{ES} < 10$ кОм. Вихідний опір передавача і вхідний опір приймача були у моделі з чотирма електродами [67]. У згаданих моделях геометрія людського тіла апроксимується як однорідний твердий об'єм. Обмеженням даної методики є те, що складність моделі різко зростає з кількістю шарів тканин тіла.

5.3 Модель за методом кінцевих елементів

МКЕ - це методика, яка може моделювати окремі тканини тіла. Вона заснована на чисельних рішеннях диференційного рівняння в часткових похідних і інтегралах. Електрична поведінка людського тіла моделюється за допомогою фізичної моделі з використанням цієї техніки. МКЕ призначений для кращого вивчення впливу анатомії людини на передачу сигналу методом КПТ. Він також може реконструювати розподіли потенціалів в тканинах людини, які викликані індукованим струмом. Більш розвинені можливості також забезпечуються цим методом для моделювання геометрії тіла.

У [54] вперше застосували МКЕ для дослідження ємнісного сполученого КПТ. Середовище навколо людського тіла було розділене на три різні області: область ближнього поля, область передачі і область далекого поля. Руки, груди, живіт і ногу утворюють чотири частини моделі.

Згасання сигналу через тіло в гальванічному КПТ досліджували за допомогою МКЕ [76]. Автори досліджували вплив відстані між електродами передавача і приймача, чутливість до змін опору вибраних тканин, таких як шкіра, і вологою і сухою шкірою при поширенні сигналу через тіло. Вони використовували комерційний пакет EMAG від ANSYS для моделювання плеча людського тіла. Хоча результати моделювання показали, що збільшення розміру електродів передавача призвело до зниження ослаблення сигналу, зміна розміру приймача мала невеликий ефект: згасання менше 1 дБ. Загалом, було

добре узгодження моделювання та емпіричних результатів у досліджуваному діапазоні частот 10–1000 кГц.

Однак головним недоліком цього методу є великі розміри і складність організму людини, які можуть значно знизити точність моделювання [67].

5.4 Схемо-зв'язаний МКЕ

Схемо-зв'язана МКЕ забезпечує корисне розуміння ємнісного сполученого КПТ. Це дозволяє моделювати компоненти каналу КПТ з різними рівнями спрощення. Передпліччя людини моделювалося багатошаровим МКЕ, а паразитні ефекти зондів друкованих плат моделювалися ланцюгами LC (рис.5.6). Оскільки частотно-залежні особливості паразитного зворотного зв'язку ускладнюють моделювання, автори використовували спрощену конденсаторну модель для паразитного зворотного зв'язку [67]. Досліди показали, що велика відстань між електродами передавача і приймача призвела до більш високого ослаблення сигналу. Вважалося, що зміна відстані між передавачем і приймачем головним чином пояснюється розміром зворотного зв'язку паразитного конденсатора.

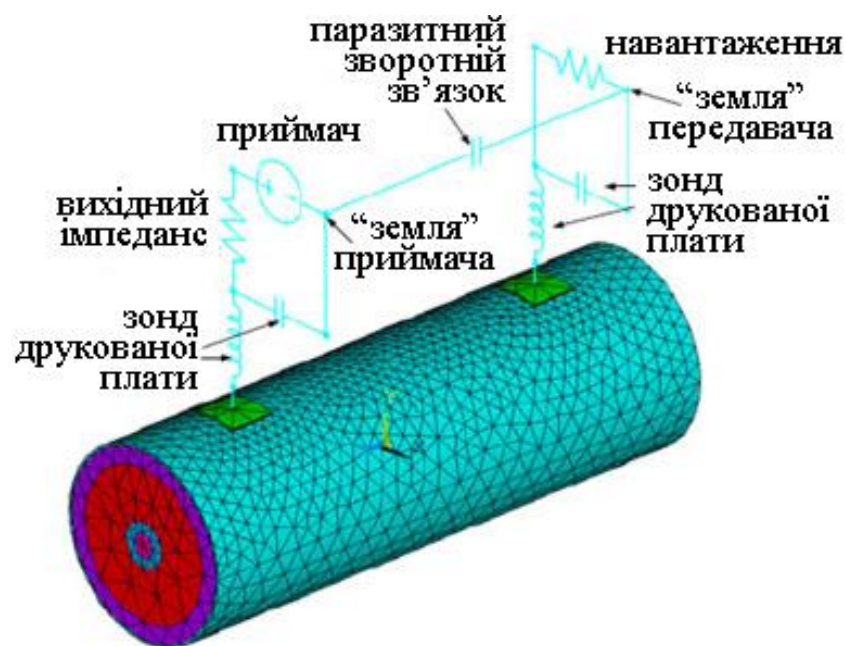


Рисунок 5.6 – Модель схемо-зв'язаної МКЕ тканин тіла людини [68]

5.5 Кінцево-різницева модель в часовій області

Кінцево-різницева модель в часовій області (КРЧО) – є чисельною технікою, яка використовується в моделюванні електромагнетизму. Вона розглядає розподіл електричного поля всередині і за межами геометрично складних тіл, таких як і людське тіло. Оскільки модель працює лише для електромагнітних полів змінних в часі вона розглядається як сучасний метод дослідження поведінки сигналу в технології КПТ.

Руку моделювали за допомогою розрахункової моделі КРЧО методом ємнісного зв'язку [69]. Автори вважали, що простої однорідної розрахункової моделі було достатньо для ємнісного КПТ. Було зроблено висновок, що заземлюючий електрод в стороні передавача був необхідний для посилення електричного поля навколо кінцівки. Однак КРЧО є трудомістким процесом для побудови моделі в нижньому діапазоні частот і більш придатним для більш високих частотних діапазонів (кілька сотень мегагерц [70]), що виходить за межі дослідження.

5.6 Теоретична електромагнітна модель

Теоретичні моделі каналів людського тіла можуть бути розроблені шляхом розв'язання рівнянь Максвелла для конкретних граничних умов. Рівняння Максвелла пояснюють зв'язок між електромагнітними сигналами навколо самого тіла і в тілі через набір повних рівнянь електричного поля. Теоретична модель ємнісної КПТ була запропонована у [71]. У загальній моделі КПТ розглянуто три компоненти електричного поля, квазістатичне ближнє поле, випромінювання індукційного поля та поверхневе хвильове поле. Результати обох вимірювань і запропонована теоретична модель показали, що збільшення довжини каналу призвело до підвищення втрат каналу. Їх модель була

емпірично перевірена для робочих частот 0,1–100 МГц і довжини каналів до 1,3 м.

У [72] запропоновано гальванічну електромагнітну модель для прогнозування впливу втрат каналу тіла, протилежного товщині тканини тіла (м'язи) в обох методах КПТ і РЧ. Передавач і приймач були передбачені, відповідно, як імплантовані і натільні датчики. Коли імплантовані датчики були на глибині 60 мм від поверхні тіла, результати моделювання за допомогою COMSOL передбачали ослаблення сигналу на 35 дБ і 50 дБ для КПТ і РЧ методів відповідно. Ця відмінність зросла до 20 дБ для відстані приймача-приймача 80 мм. Отримані результати свідчать про те, що гальванічна КПТ є більш ефективним, ніж РЧ для більш глибоких імплантатів.

5.7 Висновки до розділу

Отримана залежність відносної діелектричної проникності і електропровідності мокрої шкіри, жиру, м'язів, кісткової тканини і кісткового мозку, як функція частоти (рис.5.1) Розрахунок проведено на основі рівняння Коула-Коула (Cole–Cole) [55], яке описує зміну діелектричних властивостей тканин в широкому діапазоні частот.

Проаналізовано методи моделювання електричних властивостей тканин людського тіла еквівалентними електричними компонентами:

- RC елементи, з'єднані послідовно;
- схемотехнічною моделлю з урахуванням “постійного фазового елемента” з комплексним імпедансом.

Розглянута схемо-зв'язана модель за методом кінцевих елементів яка дозволяє робити дослідження властивостей тканин тіла на основі рівнянь Максвелла для конкретних граничних умов (теоретичної електромагнітної моделі).

6 ПАРАМЕТРИ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ КПТ

6.1 Структурна схема КПТ

У розробці систем зв'язку необхідно вирішити декілька проблем. Характеристики каналів є головною проблемою для ідеального проектування системи зв'язку. Як правило, передавач, канал зв'язку і приймач містять три основні етапи будь-якої системи зв'язку. Передавач складається з декількох підсистем: аналого-цифровий перетворювач (АЦП), кодер і модулятор. Аналогічно, приймач може включати в себе демодулятор, декодер і цифро-аналоговий перетворювач (ЦАП). Канал зв'язку відноситься до фізичного шляху передачі, який дозволяє поширювати сигнал. Це визначає техніку, яка буде використовуватися в реальному спілкуванні. Структурна схема загальноприйнятої приймально-передавальної системи КПТ зображена на рис.6.1

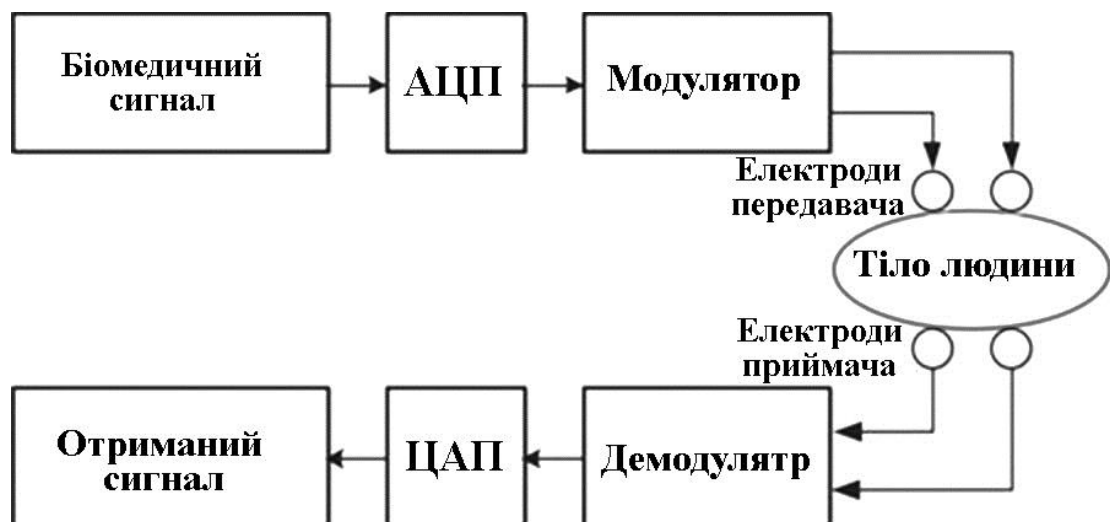


Рисунок 6.1 – Спрощена структурна схема КПТ

Канал зв'язку функціонує подібно фільтру, який послаблює сигнал і викликає втрату сигналу передачі. Відстань каналу впливає на ослаблення сигналу, де більші відстані призводять до більшого згасання. Крім того, залежні

від частоти характеристики посилення і багатопроменеві ефекти викликають спотворення форми хвилі передачі. Ці явища зумовлюють необхідність більш глибокого розуміння середовища передачі для розробки більш ефективних передавачів КПТ [73].

6.2 Вимоги до блоків системи КПТ

Максимальна ефективність приймача визначається її сумісністю в мережі [74]. Прикладами конструктивних параметрів передавача є: швидкість передачі даних (кількість біт в секунду), чутливість, яка є мінімальною потужністю сигналу, необхідною для правильного прийому даних, вихідної потужності передавача, інтерфейсу зв'язку, частоти роботи носія або діапазону сигналу, який може бути надіслано і отримано, роздільна здатність вимірювання і максимальна відстань передачі. Роздільна здатність вимірювання визначає найменшу цифрову роздільну здатність, в той час як максимальна відстань передачі - найбільша можлива відстань передавача і приймача. Додаткові фактори, що впливають на вибір передавача, включають джерело живлення, напругу живлення, струм живлення, входи передавача, входи приймача та типи роз'ємів РЧ. Унікально розроблені приймачі зменшать складність і дадуть можливість повністю інтегрувати всю систему в більш компактну форму [50].

Хоча відмінною особливістю КПТ є розробка ефективних апаратних передавачів, апаратна складність блоків, включаючи розмір, потужність і вартість, повинна бути мінімізована [75]. Однак не існує певного принципу отримання найкращого електронного дизайну системи КПТ. Споживання енергії, швидкість передачі даних, несуча частота і метод модуляції є основними проблемами [76]. Тому приймач КПТ повинен бути простим, мати повну інтеграційну здатність, споживати низьку потужність і мати здатність передавати при низькій потужності. Оскільки вузли передавача потребують великі батареї джерела живлення, такі як сонячні батареї, здаються придатними для КПТ. В той же час для роботи КПТ необхідна робота з низькою напругою з

міркувань здоров'я та безпеки, внаслідок безпосереднього контакту з тілом [77].

Запропоновано декілька конструкцій передавачів для КПТ на основі ємнісних і гальванічних підходів. Однак, не було встановлено прийнятного стандарту для реалізації оптимального проектування повної системи передавача всередині тіла з точки зору несучої частоти, схеми модуляції, швидкості передачі даних і споживання енергії. Нижче наведено короткий огляд деяких конструкцій приймача.

6.3 Методи кодування сигналів при КПТ

У першому прототипі системи КПТ персональної мережі (ПМ) був розроблений передавач і приймач, який живиться від батареї [78]. Результати показали, що найкраща величина отриманого сигналу може бути отримана, коли пристрої ПМ були розміщені на ногах, близько до фізичної поверхні. У схемі розглянуто два типи цифрової модуляції: імпульсна модуляція (ІМ) і методи прямого поширення спектру (ППС). В методі ІМ існування несучої створює бінарний сигнал, а бінарний нуль створюється шляхом вимикання несучої. За методом ППС модулюється сигнал несучої з псевдошумовими послідовностями, які широко використовуються в цифрових комунікаціях. Вся псевдошумова послідовність передається, коли біт повідомлення дорівнює одиниці, а інвертується, коли біт повідомлення дорівнює нулю. Щоб виділити повідомлення на приймачі, передавач і псевдошумова послідовність приймача повинні бути синхронізовані, що є найбільшою проблемою системи ППС. Не дивно, що метод ВВ виявився більш ефективним і легшим для реалізації для приймача ПМ. Оптимальний діапазон несучої частоти визначили в межах 100 і 500 кГц, а прийнятну швидкість передачі даних вважали рівною 2,4 кб/с. Однак швидкість передачі даних не була достатньою для датчиків, які передавали високі потоки даних. Схема приймача ємнісної системи КПТ була розроблена і впроваджена в [79]. Вони розширили оригінальну систему КПТ Циммермана,

додавши фільтри та підсилювачі до схеми приймача. Два різні мікроконтролери використовувалися в ланцюзі для генерації і модуляції вхідного цифрового сигналу. Крім того, вони використовували детектор частотно-фазової модуляції (ЧМ) у запропонованій схемі з досягненням швидкості передачі даних 38,4 кб/с. Зміна частоти при перемиканні сигналу повідомлення від нуля до одного або навпаки в схемі ЧМ призводить до передачі великого об'єму даних у вузькій смузі пропускання. Оскільки комплекси НКМ, які використовують портативні електроенцефалограми (ЕЕГ) 192-канальних записів [76], потребують швидкості передачі даних майже сотні кб/с, досягнута швидкість передачі даних була недостатньою для безперервного медичного моніторингу. Щоб компенсувати низьку швидкість передачі даних передавача КПТ в такій мережі, необхідний більший масив датчиків, що призводить до збільшення споживання енергії одночасно. У роботі [80] було введено низький рівень споживання енергії та ємнісний передавач з високою швидкістю передачі даних (2 Мб/с) на основі широкосмугового сигналу (ШСС). Схеми ШСС безпосередньо передає двійкові цифрові сигнали через широкосмугові імпульсні сигнали. У [77] вперше впровадили системи КПТ малого розміру на мікросхемі для біомедичних застосувань. Автори вважали, що оптимальна несуча частота для КПТ становить 200 МГц, а швидкість передачі даних до 2 Мб/с при ІМ. Крім того, вони запропонували новий рівень приймача, який потребував менше 0,5 В, що робить його придатним для використання енергії сонячних батарей. Але ця система мала коротку довжину каналу, тобто відстань передачі (від зап'ястя до передпліччя). У [81] перевірили параметри каналу КПТ через електричне поле: згасання, шум і спотворення, використовуючи плату приймача на батарейках. Розглянуто два методи модуляції сигналів: бінарна фазова модуляція (БФМ) і квадратурна фазова модуляція (КФМ). Також був досліджений і встановлена високошвидкісна електромагнітна КПТ на швидкості 10 Мб/с. Блок мікроконтролера використовувався в платі приймача для генерації цифрових сигналів основної смуги і квадратур, а також керував цифровим керованим синтезатором (ЦКС). Різні вимірювання з різними

потужностями прийнятих сигналів і швидкостями сигналів вказували на те, що шум каналу був білим (гауссовим). Було також зроблено висновок, що як залежне від сигналу спотворення, так і незалежний від сигналу шум впливають на відношення сигнал/шум (ВШ) каналу. Розглядаючи коефіцієнт бітових помилок (КБП) як параметр схеми модуляції, було виявлено, що КФМ має найвищу швидкість передачі при КБП як 10^{-3} , так і 10^{-6} . Запропонований у [45] приймач КПТ з ємнісним зв'язком вдалося виконати відповідно до вимоги стандарту WBAN (швидкісної НКМ), такі як сумісність мереж і масштабованість якості обслуговування, при швидкості передачі даних 10 Мб/с в робочому діапазоні частот 40÷120 МГц. Цей енергоефективний приймач поєднувався з датчиком (зондом) контактного імпедансу, кільцевим генератором, а також схемою подвійної ФМ, що зменшувало споживання потужності передавача і приймача до 2,0 і 2,4 мВ відповідно.

Принципи гальванічного зв'язку були вперше представлені у [84] при розробці однокристалльної малоенергетичної біомедичної системи. У його реалізації була використана схема безперервної фазово-частотної модуляції (БФЧМ). Підхід до дослідження хвилеводів був вперше виконаний у [64]. У [70] підтверджують можливість проектування КПТ і аналізують характеристики передачі організму людини. Різні розміри електродів та матеріали, а також ідеальний діапазон частот несучих були спеціально враховані. Для цифрової та аналогової передачі були розроблені передавальні пристрої, що використовують 10,7 МГц ЧМ при 9,6 кб/с та 10,7 МГц несучої частоти. Розглянуто відповідний діапазон несучих частот від 10 до 50 МГц. Однак запропонована плата приймача в цьому дослідженні страждала від низької швидкості передачі даних, низького рівня інтеграції і великого форм-фактора. У подальших експериментах по гальванічному підходу у [85, 86] враховувалися характеристики людського тіла, генерувалися моделі для статичного положення тіла людини. У практичних вимірах були застосовані два типи цифрової модуляції ЧМ і БФМ з швидкістю передачі даних 128 і 255 кб/с відповідно. Для того, щоб ізолювати датчики від інших ліній електропередачі,

також використовувався приймач, що живиться від батареї. Для забезпечення інтерфейсів між аналоговим входом і цифровою лінією зв'язку був використана аналогово-програмований вихід. Тим не менш, досягнута швидкість передачі даних приймача була низькою для деяких біомедичних застосувань, таких як медична служба імплантації (МСІ). У КПТ для МСІ був розроблений подвійний режим приймача і виготовлений для спілкування як з організмом, так і з імплантованими датчиками [87]. Було досліджено діапазони робочих частот $30 \div 70$ МГц і $402 \div 405$ МГц для КПТ і МСІ, відповідно. Досягнута швидкість передачі даних склала 5 Мб/с для КПТ і 200 кб/с для приймача МСІ. Оскільки звичайні вхідні схеми, включаючи підсилювач і мікшер, використовувалися як в КПТ, так і в приймачі МСІ, то загальне споживання енергії системи було зменшено до 10,8 мВт. Перелік деяких приймачів струму на основі як ємнісного, так і гальванічного з'єднання КПТ наведено в табл. 6.1.

Таблиця 6.1 – Порівняння розглянутих систем КПТ

Тип зв'язку	Амплітуда сигналу, В	Частота несучої, МГц	Тип модуляції	Швидкість передачі, кб/с	потужність живлення, мВ	Джерело
Ємнісний	30	0,33	ІМ	2.4	400	[61]
Ємнісний	22	0,16	ФМ	38.4	-	[79]
Ємнісний	1	10.7	ФМ	9.6	-	[64]
Ємнісний	1	1 ~ 200	-	2 000	2.4	[67]
Ємнісний	0.5	200	ІМ	2 000	4.535	[77]
Ємнісний	0.4	20 ~ 100	БФМ/КФМ	10 000	-	[81]
Ємнісний	1	40 ~ 120	подвійна ЧМ	10 000	4.4	[65]
Гальванічн.	4 мА	0,06	БФЧМ	4.8	-	[85]
Гальванічн.	1 мА	0,256	БФМ	64	726	[86]

У таблиці:

ІМ – імпульсна модуляція;

ЧМ – частотно-фазової модуляції;

БФМ – бінарна фазова модуляція;

КФМ – квадратурна фазова модуляція;

БФЧМ – безперервної фазово-частотної модуляції;

У [82] застосували метод КПТ з використанням тканини мозку як комунікаційне середовище, який називають внутрішньомозковим зв'язком. Дві

мініатюрні комунікаційні мікросхеми були виготовлені і імплантовані в мозок щура. В запропонованій системі використовувався метод модуляції БЧМ з частотами від 100 до 400 кГц. Хоча відстань між електродами становило 15 мм, потужність передачі була менше 650 пДж/біт. Аналогічним чином, у [83] для дослідження з бездротового внутрішньомозкового зв'язку також передавали дані через мозок щура. Автори розробили невелику мікросхему КМОН (550 мкм × 700 мкм) для успішної передачі 50 МГц модульованого сигналу, використовуючи напругу живлення 3,3 В.

6.4 Висновки по розділу

Розглянуто структурну схему системи КПТ, проаналізовано вимоги до передавачів та приймачів КПТ. Проведено порівняння характеристик елементів системи КПТ та методів кодування сигналів (табл. 6.1).

7 ДОСЛІДЖЕННЯ КОМУНІКАЦІЇ ПО ТІЛУ

КПТ є відносно новою комунікаційною технологією, і дослідники ще збираються вирішувати багато задач і проблем у цій сфері. У системах зв'язку більш висока частота передбачає більш високу швидкість передачі даних, яка є проблематичною в КПТ через антенну дію та нагрівальні ефекти тіла. Стандарт IEEE 802.15.6 для WBAN (швидкісна НКМ) постулює максимальну швидкість передачі даних КПТ як 1312,5 кб/с у смузі частот 21 МГц. Попередні дослідження та результати цієї роботи показали, що мінімальне ослаблення сигналу було досягнуто в межах 80÷90 МГц. У ємнісному методі довжина хвилі несучої може наближатися до розміру людського тіла, коли частоти перевищують 300 МГц. Тіло поводить себе як антена, а сигнали зазнають значних змін у каналі. З іншого боку, частоти нижче 100 кГц є чутливими до всіх видів електромагнітних перешкод [88]. Оптимальний діапазон для ємнісного методу знаходиться між цими двома частотами. Це є перспективним, оскільки подальші дослідження можуть потенційно розширити діапазон несучих частот в ємнісній КПТ і поліпшити швидкість передачі даних. У методі гальванічного зв'язку частотний діапазон переважно регулюється діелектричними властивостями тканин людини (відносна проникність і провідність). За даними [52], 100 кГц і 10 МГц є придатним діапазоном частот, в якому діелектрична проникність і провідність тканин людського організму є майже постійною. Зменшена пропускна здатність в порівнянні з ємнісним методом передбачає меншу пропускну здатність даних. Тим не менш, зв'язок через ємність землі для завершення кола струму означає, що ємнісний метод є більш сприйнятливим до шумових перешкод порівняно з гальванічним методом. Дослідження має зосереджуватися на поліпшенні пропускну здатності даних в рамках цих обмежень, наприклад, вивчення та адаптація відомих підходів у проекті РЧ, наприклад, кодування та стиснення.

7.1 Методика вимірювання

Для дослідження руху тіла здійснювали рухи суглобами рук, де контактують дві кістки. Анатомія суглобів дещо відрізняється від сегментів кінцівок. Суглоби захищені хрящем і мають меншу кількість м'язів порівняно з іншими частинами людського тіла. Сухожилля декількох м'язів перетинають суглоб і забезпечують рухи людського тіла. Це означає, що наявність суглоба в комунікаційному шляху впливає на поширення сигналу, оскільки відбувається раптова зміна діелектричних властивостей різних шарів тканини на шляху поширення сигналу. Розуміння діелектричних властивостей сполучних шарів корисне при аналізі поширення сигналу, його відбивання і загасання. Далі в роботі наведено емпіричні результати з різних джерел, що демонструють вплив руху суглобів на ослаблення сигналу, який проходить через нього.

Вплив кутів суглобів оцінюється, використовуючи параметри розсіювання (S-параметри). S-параметри описують роботу двополусної схеми. Як показано на рис.7.1, двополусники складаються з електродів передавача, людського тіла як середовища передачі, і електродів приймача. S-параметри вимірюють характеристики поширення сигналу в тілі в параметрах потужності сигналу. Потужність відбитого сигналу вимірюють S_{11} і S_{22} , також відомі як коефіцієнти відбиття. S_{21} і S_{12} відносяться до передачі сигналу від електродів передавача до електродів приймача і відомі як коефіцієнти прямої передачі і зворотної передачі відповідно.



Рисунок 7.1 – Вимірювання, пов'язані з S-параметрами

Коефіцієнт згасання або втрати в каналі з'єднання є загальним параметром, який відноситься до будь-якого загасання сили сигналу між електродами передавача і приймача. Коефіцієнт загасання S_{21} – це відношення потужності приймача $V_{\text{приймання}}$ до потужності передавача $V_{\text{передачі}}$, розрахованого як:

$$S_{21} = 20 \log \frac{V_{\text{приймання}}}{V_{\text{передачі}}} \text{ [Дб]}. \quad (1)$$

Оскільки при русі людського тіла зустрічаються різні пози, система КПТ повинна бути адаптованою до руху тіла. Хоча було повідомлено про вплив руху тіла в комунікаційних системах через радіозв'язок, рух тіла в системах КПТ не вивчався детально. Експериментальні результати у природних умовах показали конкретний вплив руху тіла в ємнісних системах КПТ на ослаблення сигналу (визначалися S параметри). Вимірювання на суглобах тіла показали, що передача сигналу буде залежати від руху тіла. Вимірювання проводилися в лабораторії з електронними вимірювальними приладами, комп'ютерами та меблями. Три учасники добровільно взяли участь у цьому дослідженні.

7.2. Налаштування обладнання для вимірювання

Розміщення обладнання для визначення характеристик каналу КПТ показана на рис.7.2. На стороні передавача і приймача використовувалися самоклеючі пари електродів фірми Nogaхon на основі срібла/хлориду срібла (Ag/AgCl), які використовуються в електроміографії. Також, використовувалися провідники для електроміографії як з'єднувальні дроти. Для вимірювання параметрів розсіювання (S -параметри) системи КПТ для визначення його характеристик був використаний портативний векторний мережевий аналізатор (ВМА) типу "miniVNA Pro". Між електродами і ВМА була розміщена пара узгоджувачів імпедансу з двома портами. Узгоджувачів імпедансу використовувалися для роз'єднання портів ВМА один від одного.

Вони також запобігають короткому паразитному зворотному зв'язку до батареї живлення ВМА.

Для вимірювання загасання порт 1 ВМА використовувався як передавач, а порт 2 – як приймач. ВМА був відкалібрований вручну для індукції змінного струму в тілі людини нижче 1 мА. Відповідно до рекомендацій Міжнародної комісії з захисту від неіонізуючого випромінювання (ICNIRP International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection), цей індукований струм в 20 разів нижче максимально допустимого контактного струму [90]. Крім того, потужність вхідного сигналу була обрана на основі дослідження Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ) про можливі наслідки впливу електромагнітного поля на здоров'я [91]. Джерело живлення від ВМА було фіксовано на дуже низькій потужності всього 0 дБ·м (= 1,0 мВт) для безпеки дослідників.

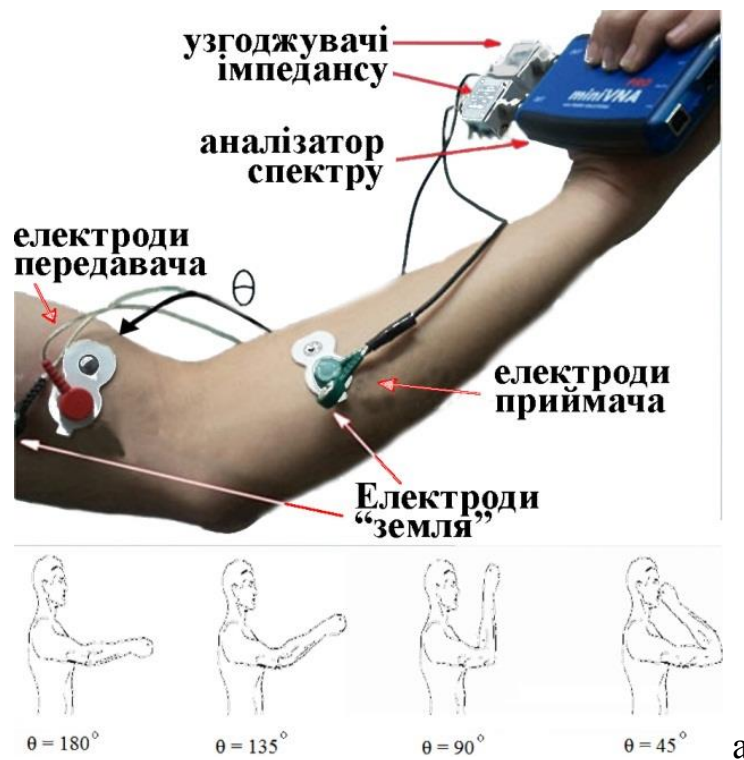
7.3 Умови експерименту

Враховуючи середню вагу дослідника 65 кг, максимальна потужність сигналу передача становить 37 дБ·м (= 5 Вт) [91]. Три дослідника (2 чоловіки, 1 жінка) взяли участь у дослідженні. Характеристиками обраних дослідників такі: зріст дослідників від 150 до 175 см, вага від 50 до 78 кг. Діапазон розгортки частот сигналу від 300 кГц до 200 МГц з імпедансом ВМА – 50 Ом.

У першому експерименті електроди приймача були прикріплені до лівого передпліччя дослідника, а електроди передавача розташовувалися на лівому плечі. Відстань між центрами електродів становила 15 см. Далі дослідника просили стояти і розгинати ліву руку до кутів суглоба $\theta = 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$ і 180° відповідно (див рис.7.2,а). У кожному положенні загасання сигналу вимірювали для діапазону частот від 300 кГц до 200 МГц. Вимірювання для кожної позиції повторювали три рази, враховуючи середнє значення. В наступному експерименті відстань між електродами збільшили до 20 см і маніпуляції рукою повторювались, як і раніше.

Для порівняння було виконано вимірювання згасання сигналу при проходженні по тілі повз суглоб, як показано на рис.7.2,б.

У всіх експериментах електроди передавача були на 134 і 146 см вище рівня землі на жіночих і чоловічих кінцівках відповідно (див. рис.7.2). Під час вимірювань електроди "земля" передавача і приймача не торкалися тіла і висіли перпендикулярно до датчика на відстані 2 см. Діапазон розгортки частот сигналу був від 300 кГц до 200 МГц з вхідним опором аналізатора спектра у 50 Ом. Вимірювання повторювали тричі і реєстрували середнє згасання. Короткі кабелі з'єднання (50 см) використовувалися між тілом і узгоджувачем імпедансу, вплив будь-яких змін положень кабелю внаслідок різного кута суглоба був незначним.



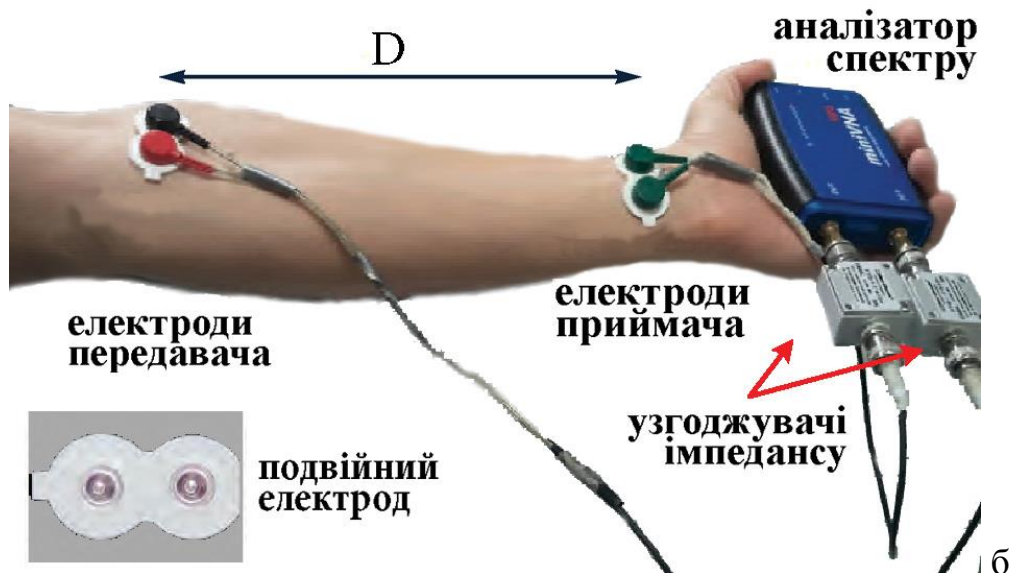
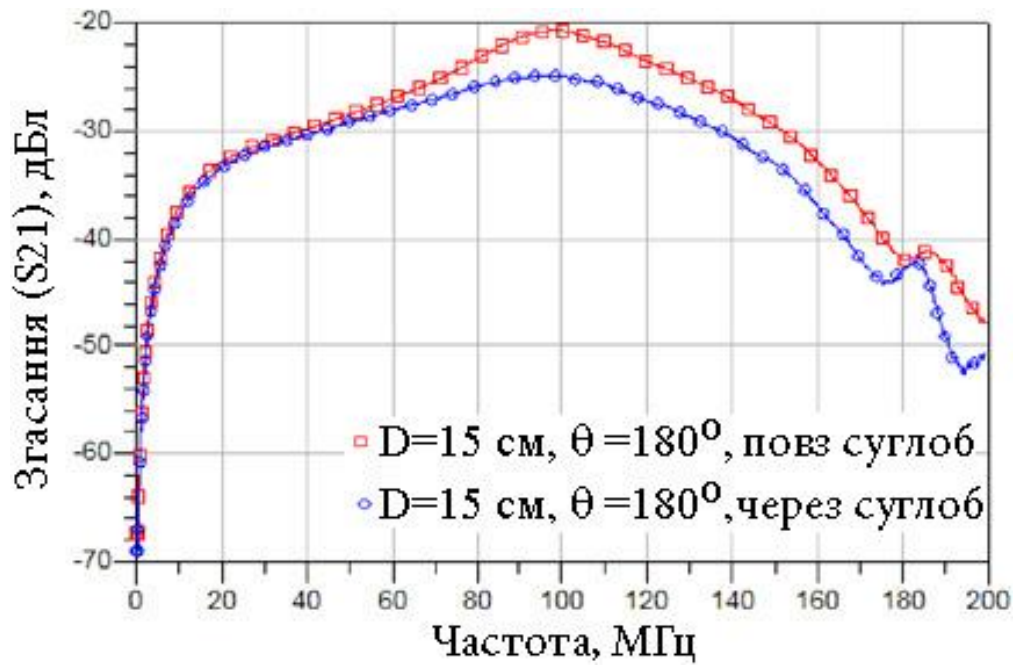


Рисунок 7.2 – Система вимірювання згасання сигналу: а – через суглоб, б – повз суглоб; θ – кут між плечем та передпліччям (приймач і передавач відповідно прикріплені до передпліччя та плеча лівої руки), D – відстань між електродами передавача та приймача

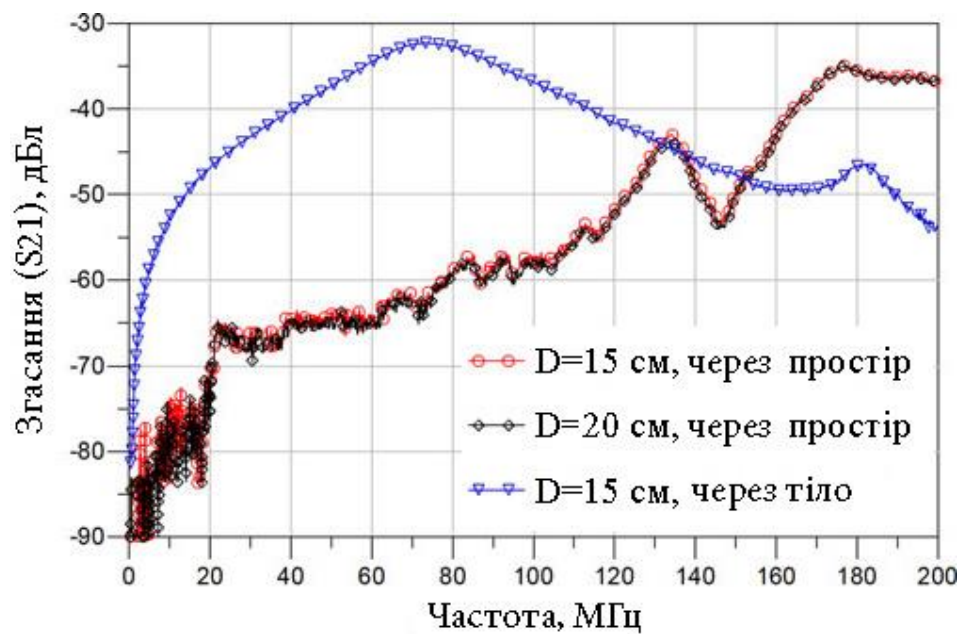
7.4 Результати

7.4.1 Вплив спільного сегменту

Криві на рис.7.3,а зображують залежність параметру S_{21} дослідника 2. Графік показує, що різниця загасання через суглоб була не більше 4,15 дБ, порівняно зі з'єднанням між передавачем і приймачем на пряму через вільний простір. Ця різниця найбільше помітна в діапазоні частот від 60 МГц до 170 МГц.



а



б

Рисунок 7.3 – Порівняння згасання сигналу через тіло людини і повітря

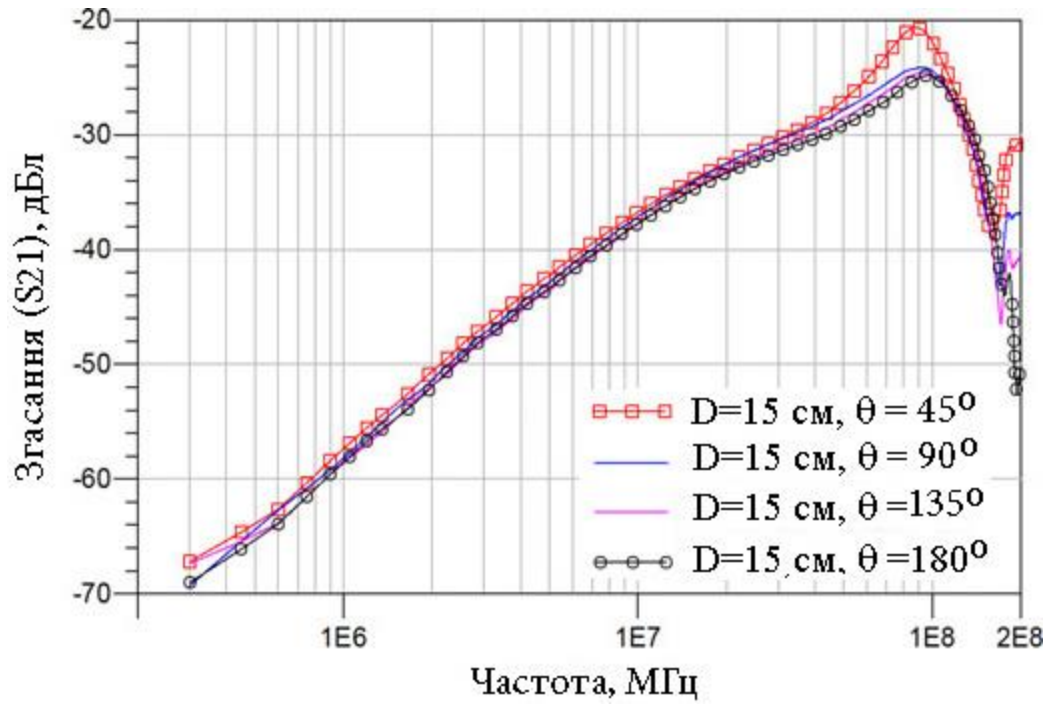
На рис.7.3,б показано графік згасання сигналу між електродами через суглоб і через повітря. Згасання сигналу через повітря було вище при частоті сигналу нижче 137 МГц порівняно із згасанням через суглоб людини, тобто канал з'єднання через людський організм мав менші втрати. Крім того, розділення відстані між ними вільні електроди виявилися не впливають на характеристики ослаблення сигналу. При частоті сигналу понад 137 МГц тіло

випромінює сигнали, це призводить до зростання згасання. Результати вимірювань також показали, що згинання ліктьового суглоба і розгинання призводять до зміни згасання сигналу в ємнісному метод передачі (див. рис.7.3 і рис.7.4). Мінімум згасання склало 20,64 і 24,81 дБ для фіксованої відстані 15 см між електродами передавача і приймача і кутом згинання суглоба 45° та 180° відповідно. Варіація S_{21} протягом рух тіла відбувається за рахунок зміни кута з'єднання, впливу зв'язку між електродами і різними частинами тіла, і відстані між електродами передавача і приймача від зовнішньої "землі". Кут згинання суглоба був 45° , 90° і 135° . Для дослідження впливу зв'язку між електродами та іншими частинами тіла дослідник вставляв і підіймав ліву руку, повертався боком, а потім повертався лицем. При кожній позиції відстань рук від зовнішньої "землі" становила 146 см і кут суглобу (90°) був постійним. Відстань між електродами була фіксована на 20 см.

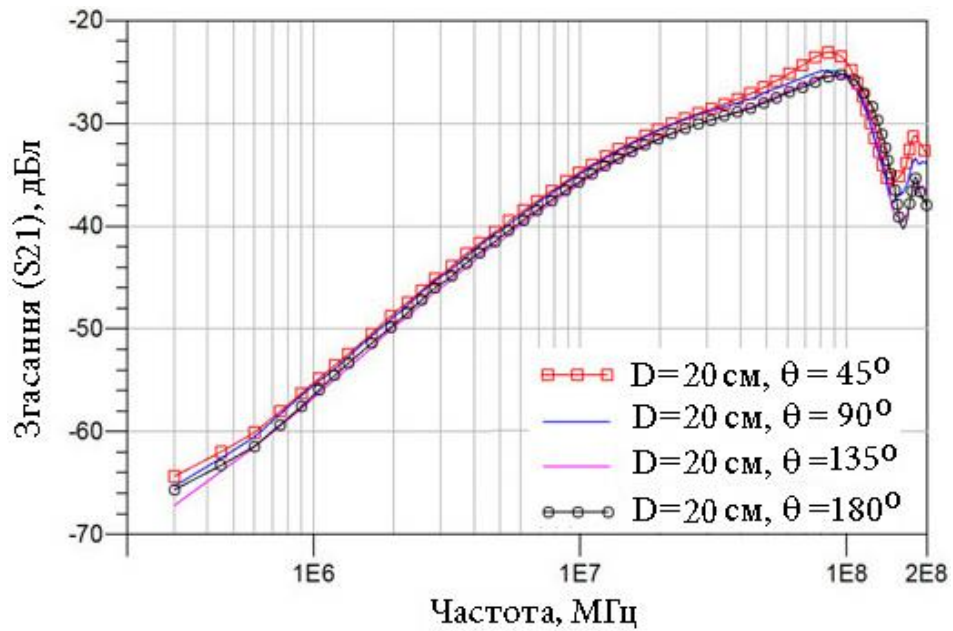
Графіки на рис.7.5 показують різницю виміру згасання при передачі по тілу при різних положеннях лівої руки відносно тіла, яке склало менше 1,0 дБ.

7.4.2 Вплив кута суглоба

Згасання, виміряне для різних кутів згинання руки і відстаней між передавачем і приймачем, показано на рис.7.4,а і рис.7.4,б. Результати вимірювань, які отримані при експериментах на лівій руці показують, що згасання поступово зменшувалося зі збільшенням частоти сигналу до 87,70 МГц і 98,20 МГц відповідно, коли відстань між передавачем і приймачем становив 15 см (рис.7.4,а) і 20 см (рис.7.4,б) і кут згину суглоба становив 45° . Поза цієї точки спостерігається різке збільшення згасання на частотах сигналу при 162 МГц і 177 МГц. Видно, що мінімальне згасання становить 23,09 дБ при 86,10 МГц, коли кут в суглобі руки становив 45° , а відстань між передавачем і приймачем - 20 см. Максимальне згасання сигналу спостерігалось, коли рука розміщувалась горизонтально і була прямою ($\theta=180^\circ$).



а



б

Рисунок 7.4 – Залежність згасання сигналу від частот вхідного сигналу, кута згинання суглоба руки і відстані між електродами.

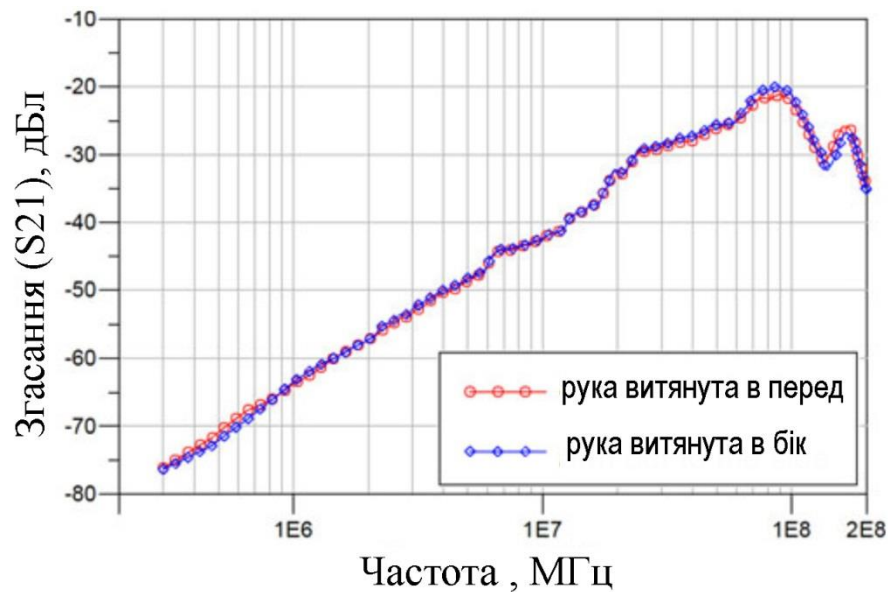


Рисунок 7.5 – Вплив зв'язку між електродами та іншими частинами тіла лівої руки «на передній план» (поруч з тілом) і «в бік» (далеко від тіла) позицій в діапазоні 21 МГц.

Отримані результати свідчать про можливість подальшого моделювання людського тіла, які включають рух як параметр, необхідний для урахування в майбутніх дослідженнях.

7.5 Технічні вимоги до конструкції приймача КПТ

Технічні вимоги до обладнання, такі як конструкція передавача і приймача, у майбутньому КПТ повинні розглядатися для задоволення стандарт IEEE 802.15.6 для БНКМ [1]. На основі стандарту IEEE 802.15.6 WBAN визначено обмеження частотного спектру передачі сигналів для мінімізації можливих перешкод іншим пристроям в їх робочих діапазонах частот. Хоча переданий сигнал може проходити через фільтр передачі для задоволення стандарту, підвищення енергоспоживання за рахунок цього додаткового компонента перетворення залишається ключовим питанням при розробці оптимальних передавачів. Чутливість приймача, з іншого боку, є іншою

проблемою для досягнення максимальної швидкості передачі даних. Відповідно до стандарту [1], мінімальний рівень чутливості приймача повинен бути -88 дБм для максимальної пропускної здатності даних 1312,5 кб/с в смузі 21 МГц. Для підвищення чутливості системи приймача слід використовувати фільтр передачі. Отже, кінцевою метою майбутніх конструкцій передавачів КПТ, є поліпшення швидкості передачі даних та зниження енергоспоживання при виконанні вимог стандарту IEEE 802.15.6. У Табл. 7.1 наведено стислий виклад завдань та майбутньої роботи, які слід розглянути в області ІВС.

Таблиця 7.1 - Перспективи техніки КПТ

Вимоги	Майбутні розробки
1. Частотні дисперсії тканин людини обмежують максимальну несучу частоту і швидкість передачі даних	1. Нові методи для поліпшення швидкості передачі даних у низькочастотних діапазонах
2. Імпеданс зв'язку між електродами і шкірою людини (Z_{ES}) важко визначити, але він значно впливає на якість передачі	2. Нові схеми узгодження імпедансу електродного тіла, необхідні для максимальної передачі потужності
3. Моделі каналів, що включають необхідний рух людини. Крім того, слід враховувати вплив всіх компонентних пристроїв в установці вимірювання	3. Теоретичні моделі для розуміння характеристик і обмежень каналу тіла. Моделювання людських каналів буде необхідним, коли тіло рухається
4. Вплив тривалого використання на здоров'я	4. Дослідження впливу на тканини тіла при використанні КПТ у довгостроковій перспективі, напр. захворювання
5. Спеціальні характеристики приймача на основі стандарту БНКМ (низьке споживання енергії, маска передачі, чутливість приймача, модуляція сигналу та кодування) важко виконати	5. Специфікація БНКМ повинна бути розглянута в майбутній конструкції передавача КПТ
6. Мережеві питання, такі як безпека інформації, якості обслуговування, взаємозв'язок у різних середовищах і мобільність	6. Новий дизайн приймача на основі високої безпеки, низького енергоспоживання, підвищеної швидкості передачі даних і малого форм-фактора для зручності використання у порівнянні з

7. 5 Висновки до розділу

Наведено методику та результати дослідження в області комунікації по тілу (КПТ) людини. Встановлено вплив кутів суглоба руки на розсіювання сигналу (S-параметри).

Виконано вимірювання згасання сигналу при проходженні по тілу через суглоб руки трьох дослідників. Встановлена Залежність згасання сигналу від частот вхідного сигналу, кута згинання суглоба руки і відстані між електродами (рис.7.4) і від положення рути відносно тіла (рис. 7.5)

8 СТАРТАП "РОЗРОБКА НАТІЛЬНОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ МЕРЕЖІ"

8.1 Актуальність розробки

При швидкому зростанні попиту на охорону здоров'я виникають нові розробки в технології моніторингу здоров'я, такі як натільні комп'ютерні мережі (НКМ). Технологія НКМ передбачає на тілі людини мережу постійно діючих датчиків, які контролюють фізичні та фізіологічні параметри, такі як рухливість, частоту серцевих скорочень, рівень глюкози, тощо. Бездротове підключення датчиків в технології НКМ є ключовим до його успіху, оскільки надає користувачеві портативність і гнучкість. У той час як радіочастотна (РЧ) бездротова технологія успішно розгортається, здебільшого реалізацій НКМ споживають багато енергії від батарей, сприйнятливі до електромагнітних перешкод і питань безпеки. Комунікація по тілу (КПТ) людини є альтернативою технології бездротового РЧ зв'язку, яка використовує тіло людини як середовище поширення сигналу. КПТ має характеристики, які можуть вирішити проблеми з РЧ для технології НКМ. У цій дисертації розглядаються поточні дослідження в цій галузі та висвітлюються основні засади КПТ, сучасні математичні моделі організму людини, конструкції трансивера КПТ, і решта проблеми дослідження, які необхідно вирішити. КПТ має цікаві перспективи для того, щоб зробити технології НКМ більш практичними в майбутньому.

Споживачі.

Підприємства галузей виробництва електронного медичного обладнання для натільних комп'ютерних мереж.

Місце виконання роботи.

Лабораторія кафедри.

Задачі Стартапу.

Техніко-економічне обґрунтування (ТЕО) виконується на етапі ескізної технічного проектування і покликане дати оцінку вартості розробки і виготовлення дослідних і головного зразків з урахуванням регулювання і стендових випробувань. При затвердженні та узгодженні ескізної технічного проекту, до складу якого входить пояснювальна записка, замовник аналізує вартість розробки виробу і приймає рішення про можливість подальшого розвитку даного проекту, тобто розробки робочого проекту для запуску у виробництво.

Перелік задач ТЕО:

- визначення вартості розробки технічної документації;
- визначення вартості дослідних зразків;
- визначення вартості головного зразка;
- аналіз отриманих даних.

8.2 Визначення трудомісткості розробки

В основі визначення вартості розробки системи лежить перелік виконаних робіт та їх трудомісткість. Перелік робіт по розробці системи і трудомісткість їх виконання наведені в табл. 8.1.

Таблиця 8.1 – Перелік робіт з розробки системи

№	Етапи та зміст виконуваних робіт	трудомісткість, t_0 , люд./днів	
		Керівник	Виконавець
1.	Розробка технічного завдання (ТЗ)	1	1
2.	Огляд літератури за темою	–	10
3.	Огляд існуючих продуктів	–	5
4.	Розробка структури комп'ютерної мережі	–	6
5.	Дослідження модуля ESP8266	–	18
6.	Розробка апаратної частини	–	15
7.	Розробка алгоритмів роботи комп'ютерної мережі	–	13

8.	Розробка програмного забезпечення	–	26
9.	Оформлення документації	2	12
10.	Здача проекту	1	1
	Разом	4	107

На основі трудомісткості виконання робіт по розробці системи розраховуються витрати на оплату праці її виконавців, які є однією з основних статей калькуляції собівартості розробки.

8.3 Розрахунок собівартості розробки

Калькуляція собівартості розробки системи здійснюється за такими статтями:

- матеріали (з урахуванням транспортно-заготівельних витрат);
- спеціальне обладнання для наукових і експериментальних робіт;
- основна заробітна плата;
- додаткова заробітна плата;
- страхові внески в державні позабюджетні фонди;
- амортизація обладнання;
- оплата роботи і послуг, які виконуються сторонніми організаціями;
- інші прямі витрати;
- накладні витрати.

8.3.1 Калькуляція витрат за статтею "Матеріали" .

Комп'ютерна мережа, яка розробляється, передбачає певний набір компонентів, але за рахунок того, що вона є розширюваною вартість може змінюватися. Тому розрахунок собівартості буде проводитись на рекомендовану комплектація, що включає центральний обчислювальний вузол, сенсор-сервер і 20 сенсорів-клієнтів. Розрахунок представлений в табл. 8.2

Таблиця 8.2 - Розрахунок витрат за статтею "Матеріали"

№	Матеріали	одиниця виміру	Кількість	Ціна (грн.)	Сума (грн.)
1.	Мікроконтролер 1986BE91T	шт.	1	9000	9000
2.	Модуль ESP8266 ESP-01	шт.	1	121	121
3.	Модуль ESP8266 ESP-12F	шт.	19	150	2850
4.	Модуль MQ- 2	шт.	19	60	1140
5.	Датчик BME- 280	шт.	19	350	6650
6.	Датчик DS18B20	шт.	1	30	30
7.	Резистор 10 КОм	шт.	100	0,5	50
8.	Резистор 470 Ом	шт.	20	0,5	10
9.	Конденсатор 0,1 мкФ	шт.	20	1	20
10.	Гніздо на плату 2.54мм 2x4	шт.	1	5	5
11.	Гніздо на плату 2.54мм 1x5	шт.	19	4	76
12.	Папір формат А4	пачка	1	120	120
13.	Фарба для принтера	набір	1	1650	1650
Разом:					21722
Транспортно-заготівельні витрати 10%					2172,2
Всього:					23894,2

8.3.2 Калькуляція витрат за статтею "Спеціальне обладнання".

В процесі виконання роботи були використані матеріали необхідні для проведення експериментів і налагодження обладнання та програмного забезпечення. Витрати внесені в табл.8.3

Таблиця 8.3 - Витрати за статтею Спеціальне обладнання

№	Матеріали	одиниця виміру	Кількість	Ціна (грн.)	Сума (грн.)
1.	Плата налаштування для мікроконтролерів 1986BE91T	шт.	1	5000	5000
2.	Монтажна плата	шт.	10	50	500
3.	Дроти монтажні	набір	2	90	180
Разом:					5680

Транспортно-заготівельні витрати 10%	568
Всього:	6248

8.3.3 Калькуляція витрат за статтею "Основна заробітна плата".

Основна та додаткова заробітна плата безпосередніх виконавців розробки розраховується на підставі наступних даних:

- трудомісткість виконання робіт керівника T_K і виконавця $T_{ВИК}$ (по табл.8.1);
- денна ставка керівника $D_K = 738$ грн.;
- денна ставка виконавця $D_{ВИК} = 452$ грн.;
- відсоток додаткової заробітної плати $\alpha_d = 14\%$;
- відсоток відрахувань на соціальні потреби $\alpha_{СП} = 30\%$;
- відсоток накладних витрат $\alpha_{НВ} = 34\%$.

Основна заробітна плата виконавців ($C_{зо}$) розраховується за формулою:

$$C_{зо} = T_K \times D_K + T_{ВИК} \times D_{ВИК} ;$$

$$C_{зо} = 4 \times 738 + 107 \times 52 = 2952 + 48364 = 57316 \text{ грн.}$$

До статті "Додаткова заробітна плата" відносяться виплати, передбачені законодавством за опрацюванням час, оплата відпусток, виплати премій, винагороди і т.п.

Додаткова заробітна плата розраховується за формулою:

$$C_{зд} = C_{зо} \times \alpha_d ;$$

$$C_{зд} = 57316 \times 0,14 = 7184,24 \text{ грн.}$$

До статті "Страхові внески в державні позабюджетні фонди" відносяться:

- відрахування на соціальне страхування;
- відрахування на пенсійне забезпечення;
- відрахування на медичне страхування;
- відрахування до фонду соціального страхування від нещасних випадків.

Відрахування на соціальні потреби розраховуються за формулою:

$$C_{\text{СП}} = \alpha_{\text{СП}} \times (C_{\text{ЗО}} + C_{\text{ЗД}});$$

$$C_{\text{СП}} = 0,3 \times (57316 + 7184,24) = 0,3 \times 64500,24 = 19350,07 \text{ грн.}$$

Витрат на службові відрядження та інших прямих витрат немає.

До статті "Накладні витрати" відносяться витрати на управління і господарське обслуговування. Накладні витрати розраховуються за формулою:

$$C_{\text{НВ}} = \alpha_{\text{НВ}} \times (C_{\text{ЗО}} + C_{\text{ЗД}});$$

$$C_{\text{НВ}} = 0,34 \times (57316 + 7184,24) = 0,34 \times 64500,24 = 21930,08 \text{ грн.}$$

8.3.4 Калькуляція витрат за статтею "Амортизація обладнання".

Вартість амортизація комп'ютера обчислюється за формулою:

$$A_{\text{ПК}} = ((C_{\text{ПК}} \times 0,04) - 21) \times T_{\text{ВИК}},$$

де $C_{\text{ПК}}$ – вартість комп'ютера, яка становить 24650 грн.; $T_{\text{ВИК}}$ – термін використання комп'ютера (год.).

$$A_{\text{ПК}} = ((24650 \times 0,04) - 21) \times 107 = 5023,9 \text{ грн.}$$

8.3.5 Калькуляція за статтею "Витрати на послуги сторонніх організацій".

До даної статті відносяться витрати на виготовлення друкованих плат. Розрахунок проводився на сайті підприємства друкованих плат. Вартість замовлення з урахуванням ПДВ 18% становить 2790 грн. за 20 плат.

На підставі отриманих даних за окремими статтями витрат складається калькуляція собівартості розробки в цілому (табл.8.4).

Таблиця 8.4 - Загальна таблиця витрат

№	Стаття витрат	Сума (грн.)
1	Матеріали	23894,2
2	Матеріали для досліджень	6248
3	амортизація обладнання	5023,9
4	Основна заробітна плата	57316
5	Лопаткова заробітна плата	7184,24
6	Страхові внески в державні позабюджетні	19350,07
7	Накладні витрати	21930,08
8	Послуги сторонніх організацій	2790
	Разом собівартість	143736,49

8.4 Висновки до розділу

Наведений вище техніко-економічний розрахунок вартості виготовлення виробу дає уявлення про витрати, необхідних на виробництво дослідного зразка натільної комп'ютерної мережі. Схожі зразки на ринку мають порівнянну вартість, але не є повністю готовим продуктом. Ще одна перевага даної розробки полягає в тому, що медичний моніторинг стану людини є лише невеликою частиною області її застосування, в майбутньому розвиток сенсорних мереж буде продовжуватися. Продукт зможе знайти собі застосування, у багатьох галузях, поєднуючи в собі функції від моніторингу та охорони здоров'я до управління складними процесами стану організму, тощо.

Необхідно підкреслити, що тема моніторингу стану організму є досить актуальною, а збереження життя і здоров'я людини ставиться вище матеріальних цінностей.

З огляду на вище сказаного, розробка даної мережі є економічно обґрунтованою.

ВИСНОВКИ

1. Натільні комп'ютерні мережі є потужним напрямком розвитку сучасних електронних приладів і мережевих технологій. У недалекому майбутньому НКМ, об'єднані у глобальну мережу, гарантовано стануть найбільшою мережею людства.

2. Запропоновано архітектуру НКМ, виокремлено чинники, які відрізняють НКМ від інших видів бездротових мереж. Описано різні типи топологій, які використовуються в системі зв'язку для різних цілей і відповідно до різних потреб. Перелічено головні переваги НКМ. Здійснено порівняння методів підключення датчиків та наведено сфери застосування НКМ.

Запропонована і досліджена модель НКМ в якості одно каналної системи масового обслуговування (СМО). Проаналізовано вплив швидкодії різних складових СМО на середній час доставки пакетів з НКМ до блоку відображення інформації.

Наведено залежність середнього часу доставки пакетів даних від їх інтенсивності λ_n на вході одноканальної СМО (див. рис.2.6), для інтенсивності обслуговуючих пакетів $\mu_n=10^8$ біт/с і різної швидкості передачі даних: 10^6 біт/с; 10^7 біт/с; $b=10^8$ біт/с.

3. Розмірність сенсорного простору істотно впливає на необхідну щільність БСВ для забезпечення заданої частки покриття НКМ. При цьому для тривимірних НКМ необхідна щільність БСВ більше, ніж для двовимірних. Число прилеглих вузлів для 3D НКМ також значимо більше, ніж для 2D НКМ.

Проведено теоретичне дослідження характеристики щільності і зв'язності для НКМ з метою визначення такої методики розміщення сенсорних вузлів, яка дозволяє забезпечити, принаймні, 90% покриття для двовимірних (2D) і тривимірних (3D) НКМ. При цьому оцінено також тривалість життєвого циклу мережі, період стабільності і пропускну здатність мережі на основі відношення між радіусом покриття (R_S) і радіусом дальності зв'язку (R_C).

Результаті розрахунку щільності покриття ρ в залежності від радіуса R_s та частки s покриття у 2D НКМ наведено в табл.3.1, а для 3D НКМ – у табл.3.2.

4. Комунікація по тілу (КПТ) є новим бездротовим засобом обміну даними в НКМ, який використовує саме тіло людини як середовище передачі електричних сигналів, і швидко набирають популярності. КПТ формує мережу комунікації обмеженого об'єму всередині і навколо людського тіла і тому дозволяє той самий діапазон частот для повторного використання на іншому користувачі з мінімальними перешкодами.

КПТ споживає 0,24 нДж/б енергії при швидкості передачі даних до 10 Мб/с, що на порядок менше ніж за стандартом комунікації UWB.

Порівняння між специфікаціями КПТ та РЧ зв'язку бездротової НКМ показує основні переваги КПТ: низьке згасання сигналів, відсутність антен, висока енергоефективність, компактність.

Проведене порівняння методів ємнісного та гальванічного зв'язку в тілі людини. Обидва методи мають свої переваги і недоліки. Враховуючи середню частоту електромагнітного сигналу (21 МГц), яка використовується для НКМ, ємнісний зв'язок більш безпечний для здоров'я людини ніж гальванічний.

5. Отримана залежність відносної діелектричної проникності і електропровідності мокрої шкіри, жиру, м'язів, кісткової тканини і кісткового мозку, як функція частоти (рис.5.1) Розрахунок проведено на основі рівняння Коула-Коула (Cole–Cole) [55], яке описує зміну діелектричних властивостей тканин в широкому діапазоні частот.

Проаналізовано методи моделювання електричних властивостей тканин людського тіла еквівалентними електричними компонентами:

- RC елементи, з'єднані послідовно;
- схемотехнічною моделлю з урахуванням “постійного фазового елемента” з комплексним імпедансом.

Розглянута схемо-зв'язана модель за методом кінцевих елементів яка дозволяє робити дослідження властивостей тканин тіла на основі рівнянь

Максвелла для конкретних граничних умов (теоретичної електромагнітної моделі).

6. Розглянуто структурну схему системи КПТ, проаналізовано вимоги до передавачів та приймачів КПТ. Проведено порівняння характеристик елементів системи КПТ та методів кодування сигналів (табл. 6.1). Технологія КПТ знаходиться в розвитку і ще далека від завершення

Технологія КПТ, потенційно пропонує більш енергоефективний і, природно, безпечний метод зв'язку на коротких відстанях для НКМ, порівняно з бездротовим РЧ зв'язком.

7. Наведено методику та результати дослідження в області комунікації по тілу (КПТ) людини. Встановлено вплив кутів суглоба руки на розсіювання сигналу (S-параметри).

Виконано вимірювання згасання сигналу при проходженні по тілу через суглоб руки трьох дослідників. Встановлена залежність згасання сигналу від частот вхідного сигналу, кута згинання суглоба руки і відстані між електродами (рис.7.4) і від положення руки відносно тіла (рис. 7.5)

8. Незважаючи на ратифікацію стандарту, все ще залишаються проблеми, такі як вплив руху тіла користувача та його частин на якість передачі, збільшення швидкості передачі даних для низькочастотних носіїв і вплив довгострокового використання НКМ на здоров'я, що вимагає подальших дослідів та знахідок до того, як ця технологія отримає визнання та поширення

Результати роботи можуть бути використані при плануванні як НКМ, розміщених на поверхні, в тривимірних просторах міських районів багатоповерхової забудови, так і сенсорних НКМ в повітряному просторі.

До перспектив подальших досліджень варто віднести мережеві проблеми в агресивних середовищах перебування датчиків, складні електромагнітні умови передачі сигналу та розширення кола застосування.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. IEEE 802.15 WPAN. Body Area Networks [Електроний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.ieee802.org>.
2. S. Movassaghi, M. Abolhasan, J. Lipman, D. Smith and A. Jamalipour, "Wireless body area networks: A survey", Communications Surveys Tutorials, IEEE, vol. 16, no. 3, pp. 1658–1686, 2014
3. Исследование беспроводных нательных сетей / Бенуа Латр, Барт Брем, Ингрид Моерман, Крис Блондия // Беспроводная сеть, 2011. – С. 1–18.
4. Аль–Наггар Яхья Мохаммед Салех. Исследование методов кластеризации и оценки качества обслуживания в сетях Интернета Вещей на основе нечеткой логики: диссертация ... кандидата Технические науки: 05.12.13 / Аль–Наггар Яхья Мохаммед Салех; [Место защиты: ФГОБУВПО Поволжский государственный университет телекоммуникаций и информатики], 2016.– 165 с.
5. Меркурьев Р.О. Оценка безопасности нательной компьютерной сети / Р.О.Меркурьев // INTERNATIONAL STUDENT RESEARCH BULLETIN, 2018. – № 3. – С. 206–209.
6. R. Xu, N. W. Chiu, H. Zhu, S. Hengying, and J. Yuan, "Equation environment coupling and interference on the electric–field intrabody communication channel," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 59, no. 7, pp. 2051–2059, Jul. 2012.
7. J. Bae, K. Song, H. Lee, H. Cho, and H.–J. Yoo, "A low–energy crystal–less double–FSK sensor node transceiver for wireless body–area network," IEEE J. Solid–State Circuits, vol. 47, no. 11, pp. 2678–2692, Nov. 2012.
8. M. A. Callejon, D. Naranjo–Hernandez, J. Reina–Tosina, and L. M. Roa, "A comprehensive study into intrabody communication measurements," IEEE Trans. Instrum. Meas., vol. 62, no. 9, pp. 2446–2455, Sep. 2013.
9. Petäjälärvä, J. Evaluation of LoRa LPWAN Technology for Remote Health and Wellbeing Monitoring / J. Petäjälärvä, K. Mikhaylov, M. Hämäläinen, J.

Inatti // 10th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), 2016. – IEEE, 2016. – P. 1–5.

10. Кумаритова, Д. Л. Обзор и сравнительный анализ технологий LPWAN сетей / Д. Л. Кумаритова, Р. В. Киричек // Информационные технологии и телекоммуникации. – 2016. – Т. 4. – № 4. – С. 33–48.

11. Валери, С. Ж. Оценка параметров качества передачи речи поверх протоколов LLN в режиме прозрачного канала / С. Ж. Валери, Р. В. Киричек, А. Е. Кучерявый, М. А. Маколкина, В. И. Тахтуев // Юбилейная, 70-я Всероссийская научно-техническая конференция, посвященная Дню радио. – СПб.: СПбГЭУ «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), 2015. – С. 211–213.

12. Корчагина, Е.С. Исследование методов передачи мультимедийных данных на основе типовой программно-аппаратной платформы Интернета вещей / Е. С. Корчагина, В. А. Кулик, Р. В. Киричек // 72-я Всероссийская научно-техническая конференция, посвященная Дню радио. – СПб.: СПбГЭУ «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), 2017. – С. 221–223.

13. Kirichek, R. Estimation quality parameters of transferring image and voice data over ZigBee in transparent mode / R. Kirichek, M. Makolkina, J. Sene, V. Takhtuev // Communications in Computer and Information Science (CCIS). – 2015. – Vol. 601. – P. 260–267.

14. Pekhteryev, G. Image Transmission over IEEE 802.15.4 and ZigBee Networks / G. Pekhteryev, Z. Sahinoglu, P. Orlik, G. Bhatti // 2005 IEEE International Symposium on Circuits and Systems. – 2005. – Vol. 4. – P. 3539–3542.

15. Киричек, Р. В. Исследование передачи изображений на базе технологии LoRa / Р. В. Киричек // Электросвязь. – 2017. – № 7. – С. 31–38

16. Nolan, K. E. An Evaluation of Low Power Wide Area Network Technologies for the Internet of Things / K. E. Nolan, W. Guibene, M. Y. Kelly // International Wireless Communications and Mobile Computing Conference (IWCMC). – 2016. – P. 439–444.

17. Фам, В. Д. Исследование возможности передачи мультимедиа-данных на базе технологии LoRa / В. Д. Фам, А. О. Колечкин, М. С. Аль Бахри,

Р. В. Киричек // 72-я Всероссийская научно-техническая конференция, посвященная Дню радио. – СПб.: СПбГЭУ «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), 2017. – С. 176–178.

18. Гимранов, Р. Р. Технология межмашинного взаимодействия LoRa / Р. Р. Гимранов, Р. В. Киричек, М. Н. Шпаков // Информационные технологии и телекоммуникации. – 2015. – № 2. – С. 62–73.

19. Google Glass – гарнитура для смартфонов на базе Android, разработанная компанией Google. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/Google_Glass

20. Panasonic створила гнучкі акумулятори для розумного одягу. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://pingvin.pro/tag/natilna-elektronika>

21. C. Perkins, E. Belding-Royer and S. Das, —Ad hoc On-demand Distance Vector (AODV) Routing, IETF RFC 3561, July 2003

22. Алгоритм Дейкстры и Белмана-Форда. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://studbooks.net/2034704/informatika/algoritm_deykstry_bellmana_forda

23. G. Pei, M. Gerla, and X. Hong, —LANMAR: Landmark Routing for Large Scale Wireless Ad Hoc Networks with Group Mobility, Proceeding of IEEE/ACM International Symposium on Mobile Ad Hoc Networking and Computing (MobiHOC) 2000, Boston, MA, August 2000

24. Патент РФ № 2628334, 2628334, 2550151, 2544985, 2405282 . G06F 13/00/. Выбор маршрута в беспроводных сетях. Лю Хан

25. Borsani, L. Tree-Based Routing Protocol for Wireless Sensor Networks / L. Borsani, S. Guglielmi, A. Redondi, M. Cesana // Eighth International Conference on Wireless On-Demand Network Systems and Services (WONS), 2011. — IEEE, 2011. — P. 164–170.

26. Связь RF и несколько протоколов доступа в сети датчиков для тела / Сана Улла, Генри Хиггинс // Международный журнал по технологии цифрового контента и его приложениям, 2008. – С. 9–16.

27. Schmidt R, Norgall T, Mörsdorf J, Bernhard J, von der Grün T. (2002). “Body Area Network BAN--a key infrastructure element for patient-centered medical

applications”. Biomed

Tech. 47 (1):

365—

8. DOI:10.1515/bmte.2002.47.s1a.365. PMID 12451866

28. T. G. Zimmerman, “Personal area networks: Near-field intrabody communication,” IBM Syst. J., vol. 35, no. 3–4, pp. 609–617, 1996.

29. S. Movassaghi, M. Abolhasan, J. Lipman, D. Smith and A. Jamalipour, "Wireless body area networks: A survey", Communications Surveys Tutorials, IEEE, vol. 16, no. 3, pp. 1658–1686, 2014

30. MirHojjat Seyedi, Behailu Kibret, Daniel T. H. Lai, Michael Faulkner. A Survey on Intrabody Communications for Body Area Network Applications// IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 60, NO. 8, AUGUST 2013.

31. Гольдштейн Б.С. Сети связи пост-NGN / Б.С. Гольдштейн, А.Е. Кучерявый // БХВ, С.Петербург, 2013.

32. Мочалов В.А. Построение отказоустойчивой структуры беспроводной сенсорной сети с учетом отказов центров сбора информации / В.А. Мочалов, Е.Н. Турута // Труды IS&IT’12. Научное издание в 4-х томах. М., Физматлит, 2012., т.2.

33. Кучерявый А.Е. Сети связи общего пользования / А.Е. Кучерявый, А.И. Парамонов, Е.А. Кучерявый //Тенденции развития и методы рас-чёта. ФГУП ЦНИИС, 2008.

34. Кучерявый А.Е. От е-России к и-России: тенденции развития электро-связи / А.Е. Кучерявый, Е.А. Кучерявый // «Электросвязь», №5, 2005.

35. Кучерявый А.Е. Самоорганизующиеся сети/ А.Е. Кучерявый, А.В. Прокопьев, Е.А. Кучерявый // СПб, “Любавич”, 2011.

36. Liu B. Mobility improves coverage of sensor networks / B. Liu, P. Brass, O. Dousse et al. // Proceedings of the 6th ACM International Symposium on Mobile Ad Hoc Networking and Computing, MobiHoc’05, Urbana-Champaign, IL. – May 2005.

37. D. T. H. Lai, R. Begg, and M. Palaniswami, *Healthcare sensor networks: Challenges Toward Practical Implementation*. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2011.

38. Smart Medical Devices Market Analysis By Product And Segment Forecasts, 2018 – 2025 : <https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/smart-medical-devices-market> .
39. T. Weber. Jun. 2011 Spectrum for life. Online. Available: http://www.wonderlandwpa.com/dev/ecc_newsletter_june/june-2011/wirelessmedical.html.
40. S. Adibi, “Link technologies and BlackBerry mobile health (mHealth) solutions: A Review,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 4, pp. 586–597, Jul. 2012.
41. M. S. Wegmueller, M. Oberle, N. Felber, N. Kuster, and W. Fichtner, “Signal transmission by galvanic coupling through the human body,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 59, no. 4, pp. 963–969, Apr. 2010.
42. M. R. Yuce and T. Dissanayake, “Easy-to-swallow wireless telemetry,” *IEEE Microw. Mag.*, vol. 13, no. 6, pp. 90–101, Sep./ Oct 2012.
43. B. Latre, B. Braem, I. Moerman, C. Blondia, and P. Demeester, “A survey on wireless body area networks,” *Wireless Netw.*, vol. 17, no. 1, pp. 1–18, 2011.
44. A. Wong, M. Dawkins, G. Devita, N. Kasparidis, A. Katsiamis, O. King, F. Lauria, J. Schiff, and A. Burdett, “A 1 V 5 mA multimode IEEE 802.15.6/Bluetooth low-energy WHKM transceiver for biotelemetry applications,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 48, no. 1, pp. 186–198, Jan. 2013.
45. J. Bae, K. Song, H. Lee, H. Cho, and H.-J. Yoo, “A low-energy crystalless double-FSK sensor node transceiver for wireless body-area network,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 47, no. 11, pp. 2678–2692, Nov. 2012.
46. T. Falck, H. Baldus, J. Espina, and K. Klabunde, “Plug’n play simplicity for wireless medical body sensors,” *Mobile Netw. Appl.*, vol. 12, pp. 143–153, 2007.
47. K. Sasaki, F. Koshiji, and S. Takenaka, “Intrabody communication using contact electrodes in low-frequency bands,” in *Healthcare Sensor Networks: Challenges Toward Practical Implementation*, D. T. H. Lai, R. Begg, and M. Palaniswami, Eds. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2011, pp. 51–74.

48. M. Callejon, D. NaranДжо-Hernandez, J. Reina-Tosina, and L. Roa, "Distributed circuit modeling of galvanic and capacitive coupling for intrabody communication," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 11, pp. 3263–
49. K. Y. Yazdandoost, K. Sayrafian-Pour, and K. Hamaguchi, "RF propagation and channel modeling for UWB wearable devices," *IEICE Trans. Commun.*, vol. E94-B, no. 5, pp. 1126–1134, May 2011.
50. H. B. Lim, D. Baumann, and E.-P. Li, "A human body model for efficient numerical characterization of UWB signal propagation in wireless body area networks," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 3, pp. 689–697, Mar. 2011.
51. J. D. Bronzino, *The biomedical engineering handbook: biomedical engineering fundamentals*, 3rd ed. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2006.
52. S. Gabriel, R. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, pp. 2271–2293, Nov. 1996.
53. H. P. Schwan, "Electrical properties of tissue and cell suspensions," *Adv. Biol. Med. Phys.*, vol. 5, pp. 147–209, 1957.
54. R. Xu, H. Zhu, and J. Yuan, "Electric-field intra-body communication channel modeling with finite-element method," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 3, pp. 705–712, Mar. 2011.
55. K. S. Cole and R. H. Cole, "Dispersion and absorption in dielectrics— Part I: Alternating current characteristics," *J. Chem. Phys.*, vol. 9, no. 4, pp. 341–351, Apr. 1941.
56. D. Miklavcic, N. Pavselj, and F. Hart, "Electric properties of tissues," in *Wiley Encyclopedia of Biomed. Eng.*, ed. New York, NY, USA Wiley, Apr. 2006.
57. A. Ivorra, "Bioimpedance monitoring for physicians: An overview," *Centre Nacional de Microelectronica: Biomed. Appl. Group*, Jul. 2003.
58. S. Grimnes and O. G. Martinsen, *Bioimpedance and bioelectricity basics*. London, U.K.: Academic, 2008.

59. May 2011. Skin effect and bio-electrical impedance analysis. Online. . Available: [http:// www.rifevideos.com/pdf/skin_effect_and_ bioimpedance_ analysis.pdf](http://www.rifevideos.com/pdf/skin_effect_and_bioimpedance_analysis.pdf)
60. H. Kanai, M. Haeno, and K. Sakamoto, "Electrical measurement of fluid distribution in legs and arms," *Med. Prog. Technol.*, vol. 12, no. 3–4, pp. 159–170, 1987.
61. T. G. Zimmerman, "Personal area networks: Near-field intrabody communication," *IBM Syst. J.*, vol. 35, no. 3–4, pp. 609–617, 1996.
62. N. Cho, J. Yoo, S. Song, J. Lee, S. Jeon, and H.-J. Yoo, "The human body characteristics as a signal transmission medium for intra-body communication," *IEEE Trans. Microw. Theory and Tech.*, vol. 55, no. 5, pp. 1080– 1086, May 2007.
63. M. Callejon, L. Roa, J. Reina-Tosina, and D. NaranДжо-Hernandez, "Study of attenuation and dispersion through the skin in intra-body communications systems," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, no. 1, pp. 159– 165, Jan. 2012.
64. K. Hachisuka, Y. Terauchi, Y. Kishi, T. Hirota, K. Sasaki, H. Hosaka, and K. Ito, "Simplified circuit modeling and fabrication of intrabody communication devices," *Sens. Actuators A*, vol. 130–131, pp. 322–330, Jun. 2006.
65. J. Bae, K. Song, H. Lee, H. Cho, and H.-J. Yoo, "A 0.24-нДж/b wireless body-area-network transceiver with scalable double-FSK Modulation," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 47, no. 1, pp. 310–322, Jan. 2012.
66. W. Besio and A. Prasad, "Analysis of skin-electrode impedance using concentric ring electrode," in *Proc. 28th Annu. Int. Conf. IEEE EMBC*, New York, NY, USA, Aug. 2006, pp. 6414–6417.
67. Y. Song, Q. Hao, K. Zhang, M. Wang, Y. Chu, and B. Kang, "The simulation method of the galvanic coupling intra-body communication with different signal transmission paths," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 60, no. 4, pp. 1257– 1266, Apr. 2011.
68. R. Xu, H. Zhu, and J. Yuan, "Circuit-coupled FEM analysis of the electricfield type intra-body communication channel," in *Proc. IEEE Biomed. Circuits Syst. Conf.*, Nov. 2009, pp. 221–224.

69. K. Fujii, M. Takahashi, and K. Ito, "Electric field distributions of wearable devices using the human body as a transmission channel," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 55, no. 7, pp. 2080–2087, Jul. 2007.
70. K. Hachisuka, A. Nakata, T. Takeda, Y. Terauchi, K. Shiba, K. Sasaki, H. Hosaka, and K. Itao, "Development and performance analysis of an intra-body communication device," in *Proc. 12th IEEE Int. Conf. Solid- State Sens., Actuators Microsyst.*, Jun. 2003, vol. 2, pp. 1722–1725.
71. J. Bae, K. Song, H. Lee, H. Cho, and H.-J. Yoo, "The signal transmission mechanism on the surface of human body for body channel communication," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 60, no. 3, pp. 582–593, Mar. 2012.
72. X. Chen, P. Mak, S. Pun, Y. Gao, M. Vai, and M. Du, "Signal transmission through human muscle for implantable medical devices using galvanic intra-body communication technique," in *Proc. 34th Annu. Int. Conf. IEEE EMBC*, San Diego, CA, USA, Aug. 2012, pp. 1651–1654.
73. B. P. Lathi and Z. Ding, *Modern Digital and Analog Communication Systems*. New York, NY, USA: Oxford Univ. Press, 2010.
74. S. Mishra. Nov. 2011 Brief overview of network transceivers. Online. Available: <http://ezinearticles.com/?Brief-Overview-of-Network-Transceivers&id=5315342>
75. A. Fazzi, S. Ouzounov, and J. van den Homberg, "A 2.75 mW wideband correlation-based transceiver for body-coupled communication," in *IEEE Int. Solid-State Circuits Conf. Dig. Tech. Papers*, Feb. 2009, pp. 204–205.
76. M. S. Wegmueller, "Intra-body communication for biomedical sensor networks," Ph.D. dissertation, ETH Zurich, Zurich, Switzerland, 2007.
77. Y.-T. Lin, Y.-S. Lin, C.-H. Chen, H.-S. Chen, Y.-C. Yang, and S.-S. Lu, "A 0.5-V biomedical system-on-a-chip for intrabody communication system," *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 58, no. 2, pp. 690–699, Feb. 2011.
78. T. G. Zimmerman, "Personal area networks (PAN): Near-field intra-body communication," M.S. thesis, Media Lab., Massachusetts Inst. Technol., Cambridge, MA, USA, 1995.

79. K. Partridge, B. Dahlquist, A. Veisoh, A. Cain, A. Foreman, J. Goldberg, and G. Borriello, "Empirical measurements of intra-body communication performance under varied physical configurations," in *Proc. User Interface Softw. Technol Symp.*, Nov. 2001, pp. 183–190.
80. S.-J. Song, N. Cho, and H.-J. Yoo, "A 0.2-mW 2-M Ω /c digital transceiver based on wideband signaling for human body communications," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 42, no. 9, pp. 2021–2033, Sep. 2007.
81. R. Xu, N. W. Chiu, H. Zhu, S. Hengying, and J. Yuan, "Equation environment coupling and interference on the electric-field intrabody communication channel," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 7, pp. 2051–2059, Jul. 2012.
82. K. Al-Ashmouny, C. Boldt, J. Ferguson, A. Erdman, A. Redish, and E. Yoon, "IBCOM (intra-brain communication) microsystem: Wireless transmission of neural signals within the brain," in *Proc. 31th Annu. Int. Conf. IEEE EMBC*, Minneapolis, MN, USA, Sep. 2009, pp. 2054–5057.
83. K. Sasagawa, T. Matsuda, P. Davis, B. Zhang *et al.*, "Wireless intrabrain communication for image transmission through mouse brain," in *Proc. 33th Annu. Int. Conf. IEEE EMBC*, Boston, MA, USA, Sep. 2011, pp. 2917–2920.
84. M. Oberle, "Low power systems-on-chip for biomedical applications," Ph.D. dissertation, Integrated Syst. Lab. (IIS), ETH Zurich, Zurich, Switzerland, 2002.
85. M. Wegmueller, N. Felber, W. Fichtner, A. Lehner, O. Hess, J. Froehlich, N. Kuster, R. Reutemann, and M. Oberle, "Measurement system for the characterization of the human body as a communication channel at low frequency," in *Proc. 27th Annu. Int. Conf. IEEE EMBC*, Shanghai, China, Sep. 2005, pp. 3502–3505.
86. M. S. Wegmueller, A. Kuhn, J. Froehlich, M. Oberle, N. Felber, N. Kuster, and W. Fichtner, "An attempt to model the human body as a communication channel," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 10, pp. 1851–1857, Oct. 2007.
87. N. Cho, J. Bae, and H.-J. Yoo, "A 10.8 mW body channel communication/ MICS dual-band transceiver for a unified body sensor network controller," *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 44, no. 12, pp. 3459–3468, Dec. 2009.

88. H. Baldus, S. Corroy, A. Fazzi, K. Klabunde, and T. Schenk, “Humancentric connectivity enabled by body-coupled communications,” *IEEE Commun. Mag.*, vol. 47, no. 6, pp. 172–178, Jun. 2009.

89. Z. Lucev, I. Krois, and M. Cifrek, “A capacitive intrabody communication channel from 100 kHz to 100 MHz,” *IEEE Tran. Instrum. Meas.*, vol. 61, no. 12, pp. 3280–3289, Dec. 2012.

90. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). 1998. Guidelines for Limiting Exposure to Time-varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz). Health Physics Society 74(4): 494-522.

91. World Health Organization. 1993. Electromagnetic Fields (300Hz to 300GHz). From <http://www.inchem.org/documents/ehc/ehc/ehc137.htm>.

ДОДАТКИ. Публікації

Публікація:

"XIV науково-практичної конференції "Перспективні напрямки сучасної електроніки" Збірник статей. – К., – 2019. – с. 165-170.

УДК 621.391

НАТІЛЬНІ КОМП'ЮТЕРНІ МЕРЕЖІ

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний
інститут імені Ігоря Сікорського»,
Факультет інформатики та обчислювальної техніки*

Черватюк А. В., магістр

Анотація. Натільні комп'ютерні мережі, як чинник інноваційного розвитку бездротових мереж. Запропоновано архітектуру натільної комп'ютерної мережі, виокремлено три чинники, які відрізняють натільні комп'ютерні мережі від інших видів бездротових мереж. Описано різні типи топологій, які використовуються в системі зв'язку для різних цілей і відповідно до різних потреб. Перелічено головні переваги Body Area Network. Здійснено порівняння методів підключення датчиків та наведено сфери застосування натільних комп'ютерних мереж.

Ключові слова: натільна комп'ютерна мережа, бездротова передача, топологія, датчик, координатор, система зв'язку, тіло людини.

Вступ та постановка проблеми дослідження. Зв'язок по тілу (Intrabody Communication, IBC) вперше був запропонований Циммерманом в 1996 році в якості нової технології зв'язку для обміну даними між електронними пристроями в натільних мережах [1]. Його застосування не обмежується передачею даних і поширюється на передачу електроенергії. Електронні пристрої приймають енергію, необхідну для роботи одночасно з даними. Також він може бути використаний для зв'язку між предметами одягу та пристроями в навколишньому середовищі. Зв'язок по тілу є надійним методом для

підключення мобільних пристроїв зовні і всередині тіла людини і має багато переваг у порівнянні з традиційними підходами радіозв'язку.

Зв'язок натільні комп'ютерні мережі по тілу розширив межі застосування у різних галузях:

1. Медична сфера

З винаходом нової технології і швидкої обробки, також виникла можливість ефективного моніторингу здоров'я. Отже, за допомогою натільної мережі стало можливим і легко здійснювати дистанційне спостереження за станом здоров'я пацієнта.

2. Спортивна сфера

Виникла можливість моніторингу стану здоров'я спортсменів, надавати тренерам і спортсменам точну і ясну картину, щоб вони могли визначити свої слабкі і сильні сторони. Натільні комп'ютерні мережі можуть використовуватися для вимірювання необхідних факторів стану здоров'я під час змагань. Цей вид спостереження можна проводити де завгодно, і немає необхідності кожного разу ходити в лабораторію для отримання показників.

3. Сфера розваг

Натільні комп'ютерні мережі можуть використовуватися для розваги також. Вони можуть бути використані для ігор, мультимедійних додатків, 3D відео і відео буферизації, тощо.

Виклад основного матеріалу. Бездротова натільна мережа здатна встановити бездротовий зв'язок, що складається з невеликих інтелектуальних пристроїв, імплантованих або прикріплених до тіла. Ці пристрої можуть забезпечувати безперервний моніторинг стану здоров'я і забезпечують зворотний зв'язок з медичним персоналом або користувачем в режимі реального часу. Вимірювання можуть бути записані і використані протягом тривалого періоду часу.

Архітектура запропонованої натільної комп'ютерної мережі, яка показана на рисунку 1, складається з наступних елементів:

- датчики: використовуються для безперервного збору даних з різних частин тіла або одягу і передачі цих даних на головний датчик.
- головний датчик: головні датчики збирають дані від інших датчиків і об'єднують їх. Потім вся інформація передається координатору.
- координатор: координатор аналізує дані і пропонує відповідні дії, якщо це встановлено алгоритмом, в протилежному випадку виводить дані на ноутбук користувача.
- ноутбук або смартфон: пристрої, які отримують, обробляють за програмою та накопичують дані по мережі.

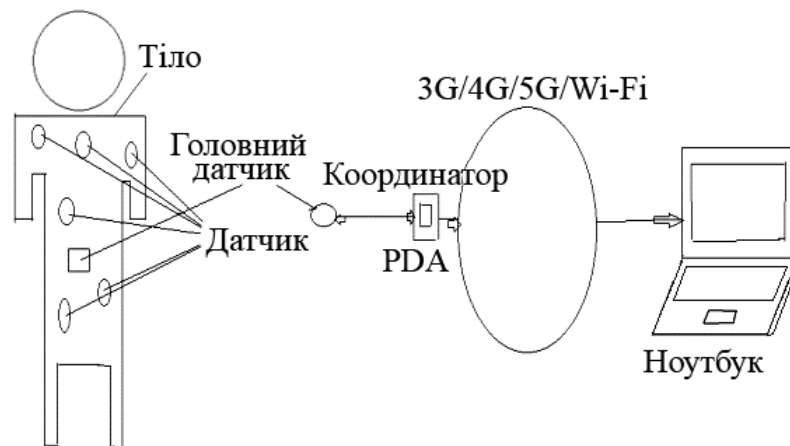


Рисунок 1 – Архітектура натільної комп'ютерної мережі [2]

Ядро мережі, як показано на рисунку 2, складається з декількох мініатюрних датчиків тіла (BSU - Body Sensor Units) і одного блоку управління (BCU - Body Central Unit) [3].

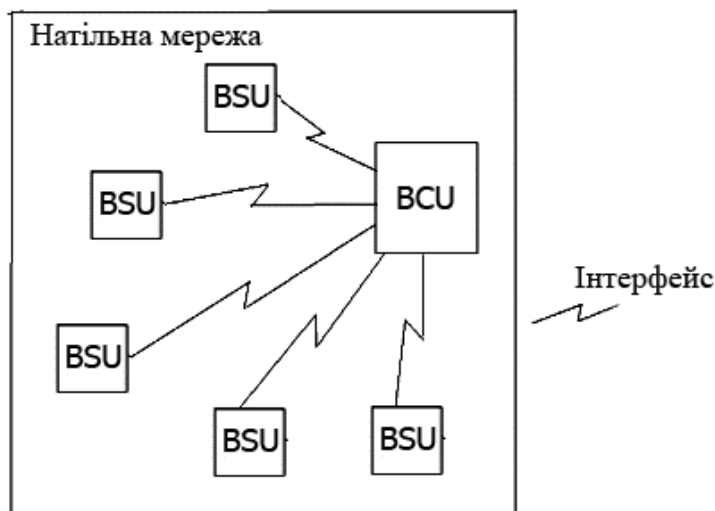


Рисунок 2 – Ядро системи

Мережі області тіла особливо цікаві в медичній галузі. Ці системи включають в себе електронні датчики, які контролюють пацієнтів для різних медичних умов. Наприклад, датчики, які прикріплені до пацієнта, можуть контролювати, чи не впав він раптом на землю, і повідомляти про цю подію станцію моніторингу. Мережа також може відстежувати частоту серцевих скорочень, кров'яний тиск і інші життєво важливі показники пацієнта. Відстеження фізичного місцезнаходження лікарів в лікарні також допомагає реагувати на надзвичайні ситуації.

В побудові натільної мережі можуть використовуватися два типи пристроїв: датчики і виконавчі механізми. Внутрішні або зовнішні датчики імплантуються на тілі для вимірювання важливих параметрів людського тіла. Це може бути також температура тіла, параметри серцебиття або запис ЕКГ. Виконавчі механізми можуть робити деякі необхідні дії відповідно до даних, отриманих від датчиків. Наприклад, виконавчий механізм з вбудованим резервуаром, вводить пацієнту з діабетом необхідну для прийому дозу інсуліну, ґрунтуючись на вимірах датчиками рівня глюкози.

Сформулюємо чинники, які відрізняють натільні комп'ютерні мережі від інших видів бездротових мереж:

- пристрої з малим споживанням електроенергії, тобто невеликими батареями, бо для роботи в натільних мережах потрібно значно нижчий рівень потужності, ніж в інших мережах. Wi-Fi і навіть Bluetooth не доцільно

використовувати в таких мережах: бо зазвичай вони споживають в десять разів більше енергії, ніж потрібно для інших пристроїв;

- для натільних пристроїв, особливо тих, які використовуються в медичних цілях, необхідний надійний зв'язок. Перебої в громадських точках бездротового доступу, домашніх мережах і в мережах загального користування можуть бути небезпечними для життя;

- перешкоди в бездротовому сигналі між пристроями та іншими видами бездротових мереж також створюють особливі проблеми. Пристрої можуть бути розташовані в безпосередній близькості від інших пристроїв і, будучи природно мобільними, переносяться в різноманітні електромагнітні умови, де вони повинні співіснувати з усіма видами іншого бездротового трафіку;

- натільні пристрої експлуатуються в різних атмосферних умовах та середовищах: можуть попадати під дію прямих сонячних променів, льоду і, як правило, більш екстремальних температур, ніж в традиційних мережах;

- дані від натільних датчиків повинні бути захищені від сторонніх осіб, як в реальному часі, так і під час зберігання у базах даних;

- сама натільна мережа повинна бути захищена від використання сторонніми особами та програмами: ідентифікація, трафік і місцезнаходження повинні бути надійно захищені.

З наведеного витікають особливості натільної мережі, які створюють систему вимог до неї, такі як:

- низька споживана потужність;
- надійність;
- електромагнітна сумісність;
- висока якість датчиків;
- безпека даних (через шифрування);
- малий час передачі даних;
- різні швидкості передачі даних;
- портативність.

Наведемо порівняння параметрів мереж з різними лініями зв'язку датчиків, що використовуються тепер (табл. 1.).

Таблиця 1 – Порівняння параметрів мереж з різними лініями зв'язку датчиків

Параметр / тип мережі	Дротова мережа	Бездротова мережа	Натільна мережа
Низьке енергоспоживання	-	-	+
Відсутність втрат при передачі (надійність)	+	-	+
Висока швидкість	+	+	-
Простота налаштування	+	-	+
Відсутність дротів	-	+	+

Розглядаємо подання системи передачі даних на базі технології LoRa, як системи масового обслуговування (СМО), для фрагменту мережі LoRa, що складається з двох вузлів: передавача і приймача. Приєднання натільних мереж до технології LoRa (Long Range) компанії Semtech за протоколом LoRaWAN [4] має сенс, але потребує розробки специфікацій саме для натільних мереж.. Стоїть завдання передати зображення від передавача до приймача по повільному каналу. З огляду на те що пропускна здатність каналу обмежена, розглянемо два випадки.

1. Передача даних від передавача до приймача здійснюється по одному каналу. Розмір одного пакета становить 225 байт (220 байт - корисна інформація, 5 байт - службова інформація). Це зумовлює постійний час передачі, $\bar{t} = L/b$, де L – довжина пакету, b – швидкість передачі.

Для підвищення пропускної здатності каналу кожен з чергових пакетів даних порівнюється з попереднім переданим пакетом. Результат порівняння характеризує інформативність пакету. Передача пакету проводиться тільки коли об'єм нової інформації в пакеті перевищує задане граничне значення. Коли інформація в пакеті практично незмінна протягом будь-якого випадкового інтервалу часу, потік пакетів по каналах LoRa буде носити випадковий характер

(для тестування, наприклад). Потік створюють тільки пакети, що містять порогові (задані) зміни інформації. Потік таких пакетів розглядається як найпростіший. Загальну структуру системи передачі пакетів на базі технології LoRa можна уявити як СМО (Рисунок 3).

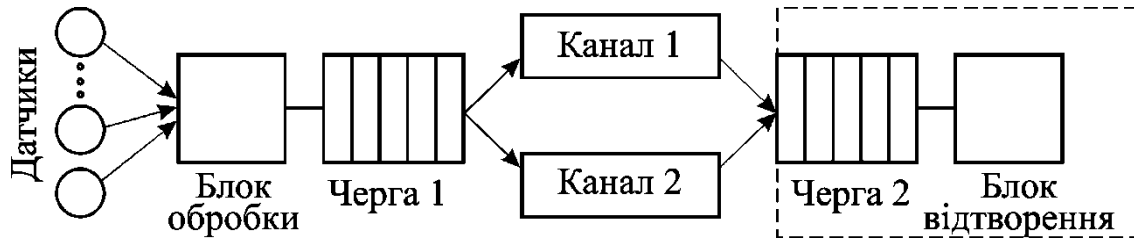


Рисунок 3 – Подання системи передачі зображень як СМО

За теорією масового обслуговування, наведену систему можна представити як модель M/D/1 (Рисунок 4).

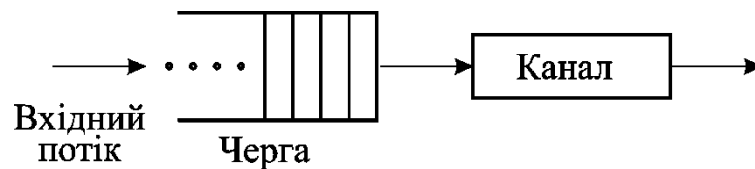


Рисунок 4 – Одноканальна система обслуговування передачі даних

2. У систему вводиться додатковий канал, який дозволить збільшити пропускну здатність, передати більше пакетів даних в одиницю часу. Блок обробки передає однакову кількість пакетів в кожен з двох каналів. Дану систему можна представити як модель СМО M/D/2. На рисунку 5 показана двоканальна система обслуговування передачі даних.

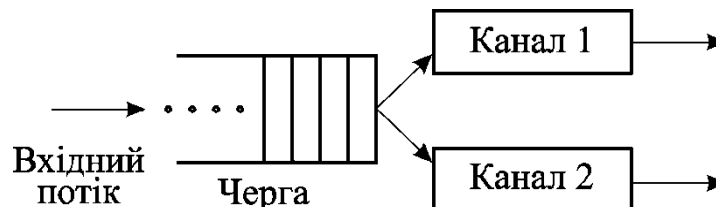


Рисунок 5 – Двоканальна система обслуговування передачі даних

Розглянемо наступні параметри СМО:

- середній час очікування пакета в черзі;
- середню довжину черги;

– середній час, який пакет проводить в системі обслуговування: час очікування плюс час обслуговування.

Пакети, які формуються після фрагментації пакету даних, надходять в буфер в порядку черги і чекають передачі в канал. Пріоритет в черзі визначається за принципом FIFO (First In, First Out – "першим прийшов – першим пішов"). Якщо час обробки даних в пристрої знехтуване малий, програмне забезпечення обробляє пакети даних без затримок. Швидкість роботи системи залежить від інтенсивності з якою надходять пакети на вхід λ_n і інтенсивності обслуговуючих пакетів μ_n , тому для моделі M/D/1, якою можна уявити розглянуту систему, середній час очікування в черзі розраховується за формулою (1):

$$\bar{W} = \frac{\rho_k \bar{t}}{2(1 - \rho_k)}, \quad (1)$$

де $\rho_k = \frac{\lambda_n}{\mu_n}$ – навантаження каналу передачі даних, \bar{t} – час передачі.

Середній час доставки визначається за формулою :

$$T = \bar{W} + \bar{t} = \frac{\rho_k \bar{t}}{2(1 - \rho_k)} + \frac{L}{b}, \quad (2)$$

де L – довжина пакету, b – швидкість передачі.

Середня довжина черги пакетів даних:

$$L = \frac{\lambda_n^2}{2\mu_n(\mu_n - \lambda_n)} = \frac{\rho_k^2}{2(1 - \rho_k)}. \quad (6.4)$$

На рисунку 6 наведено залежність середнього часу доставки пакетів даних від їх інтенсивності λ_n на вході одноканальної СМО, для інтенсивності обслуговуючих пакетів $\mu_n = 10^8$ біт/с і різної швидкості передачі даних.

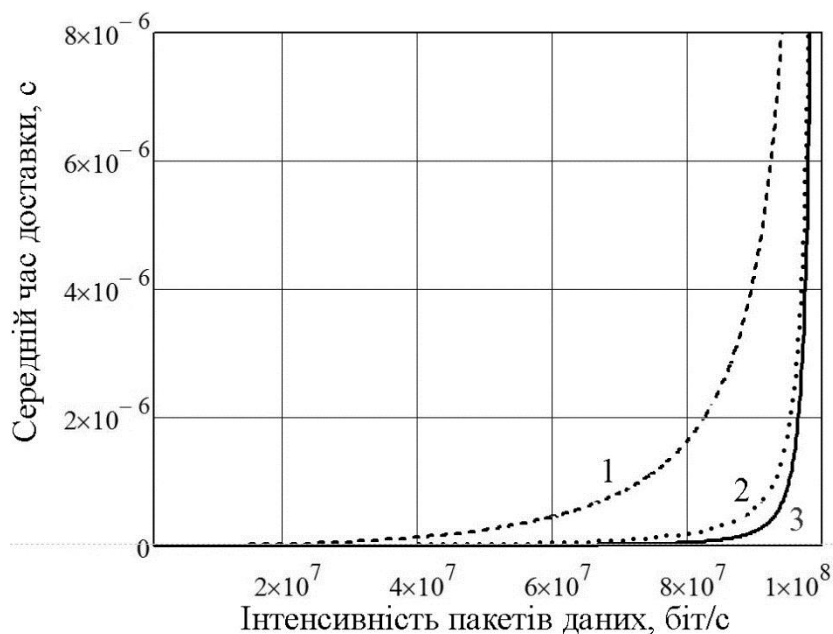


Рисунок 6 – Залежність середнього часу доставки пакетів T від їх інтенсивності λ_n , при різній швидкості передачі даних: 1 – $b = 10^6$ біт/с; 2 – $b = 10^7$ біт/с; 3 – $b = 10^8$ біт/с;

Інтенсивність пакету даних визначається кількістю датчиків та їх інформативністю. Як видно з графіку, реально перевантажити сучасні системи обробки інформації одна натільна мережа не здатна, якщо до неї не включати системи запису зображень та відеоканали високої чіткості. Така ситуація може виникнути при оснащенні натільною мережею сучасного військового, до знаряддя якого можуть включатися системи відеоспостереження в різних діапазонах бачення.

При зменшенні швидкості передачі даних b зростає середній час доставки пакетів даних, як видно з рисунку 6. Але найбільш суттєво впливає зростання інтенсивності пакетів даних до деякої критичної величини. При наближенні λ_n до значення 10^8 біт/с середній час доставки стрімко прямує вгору за гіперболічною залежністю, що вказує на критичне перевантаження каналу.

Висновки та перспективи подальших досліджень. У рамках роботи проаналізовано стан сучасних натільних комп'ютерних мереж, їх правове, організаційне та матеріальне забезпечення.

Запропоновано архітектуру натільної комп'ютерної мережі, виокремлено чинники, які відрізняють натільні комп'ютерні мережі від інших видів бездротових мереж. Описано різні типи топологій, які використовуються в системі зв'язку для різних цілей і відповідно до різних потреб. Перелічено головні переваги Body Area Network. Здійснено порівняння методів підключення датчиків та наведено сфери застосування натільних комп'ютерних мереж.

Запропонована і досліджена модель натільної мережі в якості одноканальної системи масового обслуговування (СМО). Проаналізовано вплив швидкодії різних складових СМО на середній час доставки пакетів з натільної мережі до блоку відображення інформації.

До перспектив подальших досліджень варто віднести мережеві проблеми в агресивних середовищах перебування датчиків, складні електромагнітні умови передачі сигналу та розширення кола застосування.

Література

29. T. G. Zimmerman, "Personal area networks: Near-field intrabody communication," IBM Syst. J., vol. 35, no. 3–4, pp. 609–617, 1996.

30. Связь RF и несколько протоколов доступа в сети датчиков для тела / Сана Улла, Генри Хиггинс // Международный журнал по технологии цифрового контента и его приложениям, 2008. – С. 9–16.

31. Schmidt R, Norgall T, Mörsdorf J, Bernhard J, von der Grün T. (2002). "Body Area Network BAN--a key infrastructure element for patient-centered medical applications". Biomed Tech. 47 (1): 365—8. DOI:10.1515/bmte.2002.47.s1a.365. PMID 12451866

Кумаритова, Д. Л. Обзор и сравнительный анализ технологий LPWAN сетей / Д. Л. Кумаритова, Р. В. Киричек // Информационные технологии и телекоммуникации. – 2016. – Т. 4. – № 4. – С. 33–48.

Публікація, яка планується:

"Сучасні світові тенденції розвитку науки та інформаційних технологій»

Збірник статей. – Одеса, 24-25 травня 2019 р..

УДК 621.391

Покриття і щільність в тривимірних натільних сенсорних мережах

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний
інститут імені Ігоря Сікорського»,
факультет інформатики та обчислювальної техніки*

Черватюк А. В., магістр

Анотація.

Досліджено адаптивний алгоритм кластеризації для натільних сенсорних мереж (НСМ) з мобільними вузлами з комплексним застосуванням відомих раніше комбінованого критерію прогнозування і значення придатності сенсорного вузла для виконання ролі головного, який за рахунок комплексного використання зазначених вище величин забезпечує більше значення тривалості життєвого циклу і збільшення тривалості періоду стабільності в порівнянні з відовими алгоритмами. Наявністю резервних головних вузлів кластера, виявленням і відновленням відмов в НСМ дозволяє збільшити число пакетів, успішно отриманих як в головних вузлах кластерів, так і на базовій станції. Запропонована методика розміщення сенсорних вузлів для двовимірних (2D) і тривимірних (3D) НСМ забезпечується неменше 90% покриття простору в залежності від співвідношення щільності розміщення і радіусу дії сенсорного вузла R_S .

Ключові слова: натільні сенсорні мережі, кластеризація, сенсорний вузол, головний вузол

Annotation.

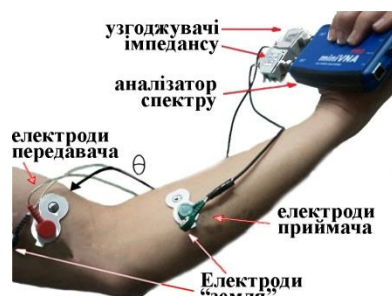
The adaptive clustering algorithm for body area networks (BAN) with mobile nodes with complex application of the previously known combined forecasting criterion and the value of the sensory node functionality for the role of the main one, which, due to the complex use of the above quantities, provides greater value for the duration of the life cycle and increase the duration of the period stability compared to known algorithms. The presence of back-up key nodes in the cluster, the detection and refresh of bounces in BAN, can increase the number of packets successfully received at both the main cluster nodes and the base station. The offered method of placement of sensor nodes for two-dimensional (2D) and three-dimensional (3D) BAN is ensured not less than 90% coverage of space, depending on the ratio of the density of placement and the radius of the sensory node R_s .

Keywords: body area networks, clustering, touch node, head node

Вступ та постановка проблеми дослідження. Кількість електронних сенсорних систем, які використовуються для моніторингу стану людини, постійно зростає. Найбільш динамічний на сьогодні напрямок розвитку сенсорних систем є напрямок натільної електроніки. До цього напрямку відносяться також і сенсорні системи вмонтовані в одяг і різноманітна гарнітура [1]. На рис.1 приведено приклади біоелектронних сенсорних систем (БСС).



а



б



в



Г

Д

е

Рисунок 1 – Приклади біоелектронних сенсорних систем: а – "латка" для моніторингу ЕКГ (ECG Patch); б – система виміру положення кінцівки; в – окуляри з контролером емоційного стану за зіницями; г – пульс-оксиметр; д – монітор артеріального тиску; е – сенсорні вузли

Поява біосенсорів з новим принципом дії зростанні їх кількості призвела до необхідності розвитку засобів біокомунікації в тілі людини. На рис.1,б зображено систему виміру положення кінцівки з використанням даних про кровообіг по судинам [2]. На рис.1,а зображено латку (наклейку) для моніторингу ЕКГ з використанням безпроводного сенсорного вузла (БСВ). У зв'язку з розвитком електронних приладів зростають вимоги до БСС по передбаченню зміну стану людини. Розробляється система передбачення епілептичних нападів, розвитку серцево-судинних хвороб, родової активності вагітних, тощо.

Стрімкий розвиток натільної електроніки вимагає зміни розмірності комунікаційної мережі в яку вона вбудовується. Більшість існуючих робіт в області натільних сенсорних мережах (НСМ) присвячені двовимірному простору (2D), але такі мережі вже сьогодні працюють в тривимірному просторі (3D), як це показано на рис.2.

Виклад основного матеріалу. Перехід від двовимірного до тривимірного простору породжує нову чисельність проблем у зв'язку з іншою топологією мережі. Потрібні нові підходи до оцінки таких характеристик НСМ як покриття, зв'язність і щільність. Стає актуальним дослідження характеристики щільності і зв'язності для НСМ з метою визначення такої методики розміщення сенсорних вузлів, яка дозволяє забезпечити, принаймні, 90% покриття для двовимірних (2D) і тривимірних (3D) НСМ. При цьому оцінюються також тривалість життєвого циклу мережі, період стабільності і пропускну здатність мережі на основі відношення між радіусом покриття (R_S) і радіусом дальності зв'язку (R_C).

Оцінимо співвідношення між радіусом покриття сенсорного вузла R_S , часткою покриття і щільністю в 2D і 3D НСМ.

Двовимірна НСМ.

Якщо n сенсорних вузлів випадковим чином розподілені в 2D площині і зона покриття сенсорного вузла представлена диском з радіусом R_S , площа покриття становить: $S = \pi R_S^2$.

Щільність сенсорних вузлів становить $\rho = n/S$, де n - це кількість вузлів. Частка покриття, що визначається як відношення зони покриття A або об'єму V до загальної площі або об'єму в момент часу $t > 0$, обчислюється за формулою [8]:

$$c = 1 - e^{-\rho S} \quad (1)$$

Вираз (1) може бути використано при плануванні НСМ для визначення необхідної щільності БСВ.

Для досягнення цільової зони покриття 95% ($0,95 < c < 1$) необхідна для діапазону $c \geq 0,99 \dots 0,95$ щільність сенсорних вузлів складе $\rho S \geq 4,6 \dots 3$ відповідно. Необхідні щільності сенсорних вузлів визначаються наступним чином:

$$c = 0,99 \rightarrow \rho S \geq 4,6; \quad c = 0,98 \rightarrow \rho S \geq 3,91;$$

$$c = 0,97 \rightarrow pS \geq 3,5; \quad c = 0,96 \rightarrow pS \geq 3,21;$$

$$c = 0,95 \rightarrow pS \geq 3.$$

Тоді, необхідна щільність HCM:

$$\rho = \frac{-\log(1-c)}{\pi r^2},$$

і радіус покриття:

$$R_S = \sqrt{\frac{-\log(1-c)}{\pi \rho}} = \sqrt{\frac{-\log(1-c)S}{\pi n}} \quad (2)$$

Розраховані дані за виразом (2) зведено в табл..1

Таблиця 1 – Щільність покриття ρ в залежності від радіуса R_S та частки c покриття у 2D HCM

$\rho \times e^{-3}$	$c, \%$				
$R_S, м$	0.99	0.98	0.97	0.96	0.95
50	0,8	0,7	0,5	0,4	0,3
45	0,8	0,8	0,5	0,4	0,3
40	0,9	0,8	0,5	0,4	0,3
35	0,9	0,8	0,6	0,4	0,3
30	0,9	0,8	0,6	0,4	0,4
25	1	0,8	0,6	0,5	0,4
20	1	1	0,7	0,5	0,4
15	1	1,1	0,7	0,6	0,4
10	1Д	1,2	0,8	0,6	0,5
5	1,9	1,3	1	0,7	0,6

Тривимірний HCM.

Сенсорні вузли $S = \{S_1, S_2, \dots, S_n\}$, випадковим чином розподілені в тривимірній області V . Кожен сенсорний вузол $S_i, i = 1 \dots n$, має координати (x_i, y_i, z_i) в об'ємі V_i , радіус покриття сенсору R_S . Зона покриття для S_i може бути представлена сферою з центром в (x_i, y_i, z_i) і радіусом R_S . Об'єм сфери покриття:

$$V_S = \frac{4}{3} \pi R_S^3 \quad (3)$$

Частка покриття "с" визначається за аналогічною методикою:

$$c = 1 - e^{\rho V_s} \quad (4)$$

Щільність вузлів може бути визначена за наведеною вище методикою для двомірної НСМ. У загальному випадку радіус дії сенсора для забезпечення необхідної щільності НСМ:

$$\rho = \frac{-\log(1-c)}{\frac{4}{3}\pi R_s^3} \leftrightarrow R_s = \sqrt[3]{\frac{-\log(1-c)}{\frac{4}{3}\pi \rho}} = \sqrt[3]{\frac{-\log(1-c)V_s}{\frac{4}{3}\pi n}} \quad (5)$$

де c – частка покриття; ρ – щільність; R_s – радіус зони покриття сенсорним вузлом.

Розрахунки характеристик за виразами (3) та (5) наведено в табл.2.

Таблиця 2 – Щільність покриття ρ в залежності від радіуса R_s та частки c покриття у 3D НСМ

$\rho \times e^{-3}$	$c, \%$				
$R_s, м$	0.99	0.98	0.97	0.96	0.95
50	1,3	0,7	0,5	0,4	0,3
45	1,3	0,8	0,5	0,4	0,3
40	1,6	0,8	0,5	0,4	0,3
35	1,7	0,8	0,6	0,4	0,3
30	1,8	0,8	0,6	0,4	0,4
25	1,9	0,9	0,6	0,5	0,4
20	2	1	0,7	0,5	0,4
15	2,2	1,1	0,7	0,6	0,4
10	2,5	1,2	0,8	0,6	0,5
5	2,9	1,3	1	0,7	0,6

На рис.3 представлені порівняльні характеристики для 2D і 3D НСМ. Як видно з рис.3, розмірність сенсорного простору впливає на необхідну щільність НСМ для забезпечення заданої частки покриття. Причому, за інших рівних умов для тривимірних НСМ необхідна щільність сенсорних вузлів більше, ніж для двовимірних.

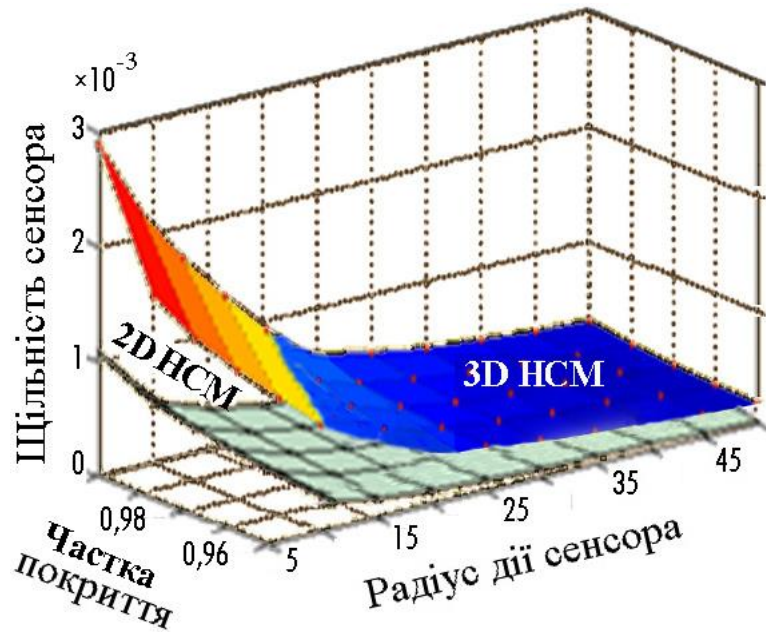


Рисунок 3 - Порівняння характеристик для 2D і 3D натільних сенсорних мереж

На рис.4 наведено порівняння числа необхідних прилеглих вузлів, тобто вузлів, що знаходяться на відстані менше $2R_s$, для 2D і 3D HCM. Оскільки необхідна щільність розміщення БСВ для забезпечення заданої частки покриття для 3D істотно вище, ніж для 2D HCM, то і число прилеглих вузлів для 3D HCM також набагато більше, ніж для 2D.

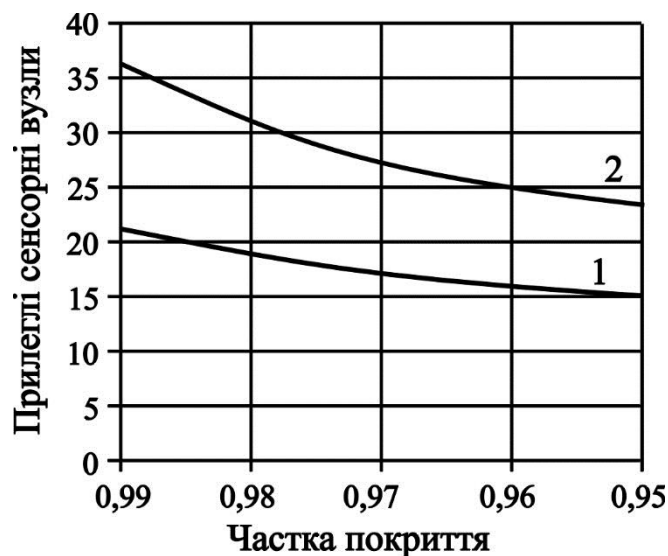


Рис. 4 – Співвідношення між часткою покриття s і числом прилеглих БСВ, які знаходяться на відстані менше $2R_s$, при випадковому розміщенні вузлів для 2D (1) і 3D (2) HCM

Висновки.

Розмірність сенсорного простору істотно впливає на необхідну щільність БСВ для забезпечення заданої частки покриття HCM. При цьому для тривимірних HCM необхідна щільність БСВ більше, ніж для двовимірних. Число прилеглих вузлів для 3D HCM також значимо більше, ніж для 2D HCM.

Результати можуть бути використані при плануванні як HCM, розміщених на поверхні, в тривимірних просторах міських районів багатоповерхової забудови, так і сенсорних HCM в повітряному просторі.

Література

1. S. Movassaghi, M. Abolhasan, J. Lipman, D. Smith and A. Jamalipour, "Wireless body area networks: A survey", Communications Surveys Tutorials, IEEE, vol. 16, no. 3, pp. 1658–1686, 2014
2. MirHojjat Seyedi, Behailu Kibret, Daniel T. H. Lai, Michael Faulkner. A Survey on Intrabody Communications for Body Area Network Applications// IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 60, NO. 8, AUGUST 2013.
3. Гольдштейн Б.С. Сети связи пост-NGN / Б.С. Гольдштейн, А.Е. Кучерявый // БХВ, С.Петербург, 2013.
4. Мочалов В.А. Построение отказоустойчивой структуры беспроводной сенсорной сети с учетом отказов центров сбора информации / В.А. Мочалов, Е.Н. Турута // Труды IS&IT'12. Научное издание в 4-х томах. М., Физматлит, 2012., т.2.
5. Кучерявый А.Е. Сети связи общего пользования / А.Е. Кучерявый, А.И. Парамонов, Е.А. Кучерявый //Тенденции развития и методы рас-чёта. ФГУП ЦНИИС, 2008.
6. Кучерявый А.Е. От е-России к и-России: тенденции развития электро-связи / А.Е. Кучерявый, Е.А. Кучерявый // «Электросвязь», №5, 2005.

7. Кучерявый А.Е. Самоорганизующиеся сети/ А.Е. Кучерявый, А.В. Прокопьев, Е.А. Кучерявый // СПб, “Любавич”, 2011.
8. Liu B. Mobility improves coverage of sensor networks / B. Liu, P. Brass, O. Dousse et al. // Proceedings of the 6th ACM International Symposium on Mobile Ad Hoc Networking and Computing, MobiHoc’05, Urbana-Champaign, IL. – May 2005.